Leiden 1954

# KLINISCHE ONDERZOEKINGEN MET DE LAAG-FREQUENTE BALLISTOCARDIOGRAAPH VOLGENS BURGER

LIBRARY

H. ELSBACH

# KLINISCHE ONDERZOEKINGEN MET DE LAAG- FREQUENTE BALLISTOCARDIOGRAAPH VOLGENS BURGER

## CLINICAL INVESTIGATIONS WITH THE AID OF THE LOW-FREQUENCY BALLISTOCARDIOGRAPH ACCORDING TO BURGER

*WITH A SUMMARY IN ENGLISH*

# KLINISCHE ONDERZOEKINGEN MET DE LAAG-FREQUENTE BALLISTOCARDIOGRAAPH VOLGENS BURGER

PROEFSCHRIFT

TER VERKRIJGING VAN DE GRAAD VAN DOCTOR IN DE GENEESKUNDE AAN DE RIJKSUNIVERSITEIT TE LEIDEN, OP GEZAG VAN DE RECTOR MAGNIFICUS Mr J. M. VAN BEMMELEN, HOOGLERAAR IN DE FACULTEIT DER RECHTSGELEERDHEID, IN HET OPENBAAR TE VERDEDIGEN OP DONDERDAG 8 JULI 1954 TE 15 UUR

DOOR

HUGO ELSBACH

GEBOREN TE NIJMEGEN IN 1917

UITGEVERIJ EXCELSIOR — 's-GRAVENHAGE

Promotor: Prof. Dr J. MULDER

AAN MIJN OUDERS EN BEIDE BROERS,
OMGEKOMEN DOOR DE FUROR TEUTONICUS

AAN MIJN VROUW

Digitized by the Internet Archive
in 2025

https://archive.org/details/klinischeonderzo0000hugo

# VOORWOORD

Dit proefschrift werd bewerkt onder leiding van Dr H.A.SNELLEN, hoofd van de afdeling voor Cardiologie van het Academisch Ziekenhuis te Leiden.

Financiële steun werd verkregen van de medisch-physische afdeling van de organisatie T.N.O. voor het onderzoek en de uitgave van dit proefschrift.

Prof.Dr H.C.BURGER te Utrecht gaf bij herhaling blijk van zijn grote belangstelling in het onderzoek.

De aard van het onderwerp maakte intensieve samenwerking noodzakelijk met de physicus van de afdeling de Heer F.A.RODRIGO, wiens hulp zeer op prijs werd gesteld.

Grote dank ben ik verschuldigd aan de Heer J.DE JONGE van de afdeling Statistiek van het Instituut voor Praeventieve Geneeskunde voor de bereidwilligheid, waarmee hij de tijdrovende statistische bewerking heeft geleid.

Allen, die hun medewerking en technische assistentie verleenden bij de totstandkoming van dit proefschrift, met name de offsetdrukkerij „Excelsior", wil ik mijn dank betuigen.

INHOUD


Blz.

HOOFDSTUK I: Historische ontwikkeling en physische grondslagen der ballistocardiographie

§ 1. Historische ontwikkeling der ballistocardiographie 7
§ 2. Physische grondslagen der ballistocardiographie 11
§ 3. Discussie 18
§ 4. Conclusie 20

HOOFDSTUK II: Beschrijving van de gebruikte methodiek

§ 1. Beschrijving van de gebruikte apparatuur 22
§ 2. Physische eigenschappen van de gedempte laag-frequente ballistocardiograaph 26
§ 3. De differentiërende keten 27
§ 4. Opnametechniek 28

HOOFDSTUK III: Het ballistocardiogram van normale proefpersonen

§ 1. Vorm en ontstaanswijze van het normale ballistocardiogram 30
§ 2. De variabiliteit van het ballistocardiogram van 100 normale proefpersonen uit verschillende leeftijdsklassen 48
§ 3. Discussie 61

HOOFDSTUK IV: Het ballistocardiogram bij enkele aandoeningen van het hart en de grote vaten

§ 1. Afwijkingen van aortakleppen, aorta en grote lichaamsslagaderen 67
§ 2. Afwijkingen van het hart en/of de longcirculatie 90
§ 3. Discussie 102

SAMENVATTING 112

SUMMARY 123

LITERATUUR 133

TABELLEN 137

## Hoofdstuk I

# HISTORISCHE ONTWIKKELING EN PHYSISCHE GRONDSLAGEN DER BALLISTOCARDIOGRAPHIE

### § 1. *Historische ontwikkeling der ballistocardiographie*

Gordon (1877) bemerkte, dat een balans, waarop een proefpersoon stond, een rhythmische beweging synchroon met de hartactie uitvoerde. Het is waarschijnlijk, dat dit verschijnsel wel reeds eeuwen voordien is waargenomen, maar Gordon is de eerste geweest, die aantoonde, dat deze lichaamsbeweging – gesproken wordt van „molar movements", massale bewegingen – een gevolg van de hartactie zijn. De grondgedachte van zijn registratie-methode, hoewel door hemzelf niet mathematisch uitgewerkt, is een voorbeeld geweest voor latere onderzoekers. Belangwekkend in verband met de ontwikkeling, welke de ballistocardiographie vele tientallen jaren later zou nemen, zijn de eisen, die hier reeds aan de apparatuur en de aard van het contact tussen proefpersoon en onderlaag worden gesteld. Het bed, waarop de proefpersoon werd gelegd, was namelijk: „a frame constructed in the lightest possible form..... swung by four ropes from a trestle..... This frame was fitted with sliding supports upon which the body was sustained by contact at those parts where the soft tissues are thinnest, e.g. the spine towards its extremities, the sacrum, ilia and scapulae." Hoewel dit door Gordon niet vermeld werd, mag men aannemen, dat de eigen-frequentie [1] van zijn schommel zeer laag was. De schommel was immers vrij in de ruimte opgehangen, zodat de binding met de omgeving zeer gering was.

Het wezen van de door Gordon geregistreerde curve werd indertijd reeds in een door Coutts Trotter (1877) gemaakte opmerking naar aanleiding van Gordons mededeling gepreciseerd: „..... as no internal action can alter the position of the centre of gravity in space, the whole body must move during systole – if no external forces are acting upon it – ..... so that the position of the centre of gravity in space may be unchanged."

Henderson (1905) construeerde een soortgelijk apparaat, dat hij meende te kunnen benutten voor de meting van het slagvolume, dat wil zeggen de hoeveelheid bloed, die bij elke hartslag uitgeworpen wordt.

1) Onder „eigen-frequentie" wordt verstaan: het aantal trillingen (= cycli) per seconde, dat een systeem maakt, wanneer dit uit de evenwichtstoestand wordt gebracht, en daarna aan zichzelf wordt overgelaten.

Bij de constructie van zijn instrument ging hij uit van dezelfde gedachte als COUTTS TROTTER: „If the body were supported in such a manner, that its movements were not appreciably opposed by friction, it is evident that every mass-movement of blood.....would be associated with an exactly equal mass-movement of the body in the opposite direction." Hij komt dan eveneens tot de conclusie, dat „the centre of mass of the entire system (the body as a whole) would remain absolutely stationary." Zijn schommel had een slingertijd van ongeveer 5 seconden, met andere woorden de eigen-frequentie was zeer laag, ongeveer 0,2 Herz (Hz), dat wil zeggen 0,2 trilling per seconde. De binding met de omgeving was dus eveneens zeer gering. Wat de meting van het slagvolume betreft zag hij zeer goed in, dat „the method here described gives not the volume changes of the ventricles, but a curve which expresses the algebraic sum of all the mass-movements of the circulation." Geregistreerd werd, evenals door GORDON, met ingehouden ademhaling, daar de aanzienlijke massa-verplaatsingen, welke hiervan het gevolg waren, de curve totaal onleesbaar maakten. Om deze moeilijkheden te ondervangen trachtte hij door middel van rubberstoppen of watten een zekere demping, dat wil zeggen een zekere wrijving, in het systeem aan te brengen. Dit bleek echter geen bevredigende oplossing te zijn.

Het is waarschijnlijk, dat de storingen, die de ademhaling bij deze proefopstelling teweeg bracht, de verdere ontwikkeling der ballistocardiographie aanzienlijk vertraagd hebben.

Een nieuwe periode werd echter ingeluid door STARR (1939) en zijn voorlopers ANGENHEISTER en LAU (1928) en ABRAMSON (1933), die allen in tegenstelling tot de hierboven genoemde auteurs gebruik maakten van een *sterk* aan de omgeving gebonden bed of stoel. De eigenfrequentie van deze apparaten is relatief hoog en wisselt met dode last van 10 Hz (STARR) tot 75 Hz (ABRAMSON), hetgeen bijvoorbeeld bereikt kan worden door een verbinding met de vloer door middel van een stugge stalen veer [2]. Deze apparaten worden dus moeilijk uit hun evenwichtstoestand gebracht; de curven hiermede verkregen geven volgens de auteurs een beeld van de optredende inwendige krachten (zie tevens § 2). Door STARR werd dit mathematisch afgeleid; lichaam en tafel werden hierbij als één geheel beschouwd. De lage frequentie van de ademhaling (ongeveer 0,3 Hz) beïnvloedt de curve weinig. STARR meende, dat op haar beurt de inwendige krachten weer een maat voor het slagvolume zouden kunnen vormen, zodat, na ijking van de tafel met een bekende kracht, het slagvolume berekend zou moeten kunnen worden. Hij heeft inderdaad voor de slagvolume-bepaling een empirische formule aangegeven, waarin constanten, ontleend aan het dierexperiment, ver-

2) Voor een beschrijving van soortgelijke door latere onderzoekers geconstrueerde ballistocardiographen moge verwezen worden naar de samenvattende overzichten van BROWN e.a. (1952) en SCARBOROUGH e.a. (1953); ook hier te lande werd door JONGBLOED (1952) een dergelijk hoogfrequent apparaat geconstrueerd.

werkt werden. Het is echter de vraag, of deze gegevens bij het onderzoek van de mens gebruikt mogen worden (voor een bespreking van de resultaten van deze metingen zie de hierboven genoemde overzichten).

Toen later bleek, dat er geen goede correlatie bestond tussen de directe metingen van het slagvolume volgens het principe van Fick (1870) (door middel van catheterisatie van het rechter hart), en de ballistocardiographische methode, zag hij zich genoodzaakt, deze formule enige malen ingrijpend te wijzigen. Ook na het invoeren van een correctie-factor werd geen bevredigende correlatie gevonden (Cathcart 1953).

Starr overwoog reeds de mogelijkheid, dat de relatieve beweging van de proefpersoon ten opzichte van de onderlaag bij de door hem aangegeven methode de amplitude en vorm van het ballistocardiogram zou kunnen beïnvloeden. Op grond van cadaverproeven meende hij te moeten aannemen, dat deze relatieve beweging een vrijwel constante waarde had. Nickerson en Curtis (1944) konden evenwel het tegendeel aantonen. Zij zagen in deze relatieve beweging een bron van grote fouten. Proefondervindelijk konden zij dit aantonen en vonden daarbij, dat de afwijkingen in amplitude en vorm van de curve geringer werden naarmate de binding van het bed aan de omgeving zwakker werd gemaakt. Langs mathematische weg werd bovendien bewezen, dat bij een zeer lage eigen-frequentie van het bed lichaamsverplaatsing geregistreerd werd. Om practische redenen werd echter de voorkeur gegeven aan een iets hoger-frequente, critisch-gedempte opstelling; de proefpersoon kon dan in rustig tempo blijven doorademen. Weliswaar vonden zij, dat bij een dergelijke opstelling reeds bij een eigenfrequentie van 1,5 Hz een aanzienlijke vervorming van de curve optrad.

De lage eigen-frequentie werd verwezenlijkt door gebruik te maken van een vrij licht bed, staande op verstelbare bladveren; de demping geschiedde met olie.

Ook Nickerson e.a. (1947) gaven formules voor de berekening van het slagvolume met hun methode aan. Daartoe werd hun verplaatsingsballistocardiograaph met een bekende kracht geijkt.

Dock en Taubman (1949) (zie ook Dock, Mandelbaum en Mandelbaum (1953)), hebben de hoog-frequente z.g. directe methode aangegeven. Een balkje wordt dwars over de scheenbenen gelegd van een proefpersoon, die op een vaste tafel ligt. De bewegingen van het balkje, die de lichaamsbewegingen volgen, worden electrisch geregistreerd. Deze methode heeft door haar eenvoudige en practische uitvoering uitgebreide klinische toepassing gevonden.

De met deze methode verkregen curve komt overeen met hetgeen door Starr e.a. als krachten-ballistocardiogram wordt beschouwd. Bij de directe methode wordt echter gesproken van verplaatsingsballistocardiogram. „Verplaatsing" heeft hierbij betrekking op de bewegingen van het balkje, dat over de scheenbenen is gelegd. De afge-

leiden [3] van deze „verplaatsing" (zie o.a. ARBEIT en LINDNER (1953), SMITH en BRYAN (1952) en (1953), SMITH en ROSENBAUM (1953)) worden dan aangeduid als snelheids- en versnellings-*ballistocardiogram*, waarmee bedoeld wordt de curve van respectievelijk het snelheids- en het versnellings-beloop van het over de scheenbenen gelegde balkje.

De invloed van de onderlaag bij de directe methode is onder andere door WALKER e.a. (1953) nagegaan. Zij konden aantonen, in welke mate de aard van de onderlaag, de vorm van het met deze methode geregistreerde ballistocardiogram beïnvloedt. In plaats van een harde platte tafel werd door hen als onderlaag ook zand en stopverf gebruikt. Deze laatste onderlagen zijn relatief onelastisch en passen zich beter bij de vorm van het lichaam aan. Verwacht werd, dat bij deze onderlaag de relatieve beweging zich minder zou doen gelden. Inderdaad bleek de curve veel minder grof-oscillerend en rijker aan détails te worden, wanneer de proefpersoon op zand of stopverf werd gelegd.

BURGER (1953) heeft de ballistocardiographische methodieken aan een critisch onderzoek onderworpen, en daarbij, evenals NICKERSON en CURTIS, gewezen op de physische eenvoud en betrouwbaarheid van de laag-frequente methode volgens GORDON en HENDERSON.

Hij heeft met klem betoogd, dat de tegenstelling tussen hoog- en laag-frequent methodiek slechts schijnbaar is. Beide bevatten dezelfde informatie; langs eenvoudige mathematische weg is het mogelijk, de curven, met beide methodieken verkregen, in elkaar over te voeren. Bij beide methoden dient men echter rekening te houden met de relatieve beweging van het lichaam ten opzichte van de onderlaag. Bij de hoog-frequente methode wordt hierdoor een grote fout gemaakt, zoals reeds door NICKERSON en CURTIS (1944) aangetoond werd. BURGER kon nu proefondervindelijk bewijzen, dat bij de zeer laag-frequente methode deze fout zeer gering is. BURGER construeerde daarom een laag-frequente schommel-ballistocardiograaph (eigen-frequentie 0.3 Hz, zowel met als zonder belasting), waarbij hij voor het probleem van de noodzakelijke demping een bevredigende oplossing wist te vinden.

VON WITTERN (1953) onderzocht ongeveer tegelijkertijd mathematisch en met behulp van electrische modelproeven de binding tussen lichaam en tafel. Ook hij wijst er met nadruk op, dat men steeds te maken heeft met twee trillende systemen, namelijk lichaam en ballistocardiograaph, welke in hun samenhang onderzocht moeten worden. Wanneer VON WITTERN zich nu rekenschap geeft van de invloed van beide trillende systemen op het ballistocardiogram, dan komt hij tot de volgende conclusie: de binding tussen lichaam en tafel is van dien aard, dat wil zeggen zo gering, dat slechts een laag-frequente ballistocardiograaph een betrouwbare lichaams-verplaatsingscurve kan ge-

3) Onder „afgeleide" of „afgeleide functie" van een gegeven functie $f(x)$ naar de tijd wordt het differentiaalquotient $\dot{f}(x) = \frac{df(x)}{dt}$ verstaan. Men spreekt van de eerste-, tweede-, enz. ....afgeleide, $f(x)$, $\ddot{f}(x)$, ....., respectievelijk voor het eerste, tweede, .....differentiaalquotiënt.

ven. Om betrouwbaar een versnellingscurve, dat wil zeggen een krachten-curve, te kunnen registreren, moet de binding tussen lichaam en tafel veel sterker zijn, dan in de practijk bij de hoog-frequente methode mogelijk is. Naar zijn mening geven daarom de methoden volgens STARR en DOCK een sterk vervormd beeld van de optredende inwendige krachten.

Het door hem geconstrueerde apparaat is ook in principe een schommel (eigen-frequentie 0,6 Hz, zowel met als zonder belasting), welke eveneens in geringe mate gedempt wordt.

SMITH en ROSENBAUM (1953) tenslotte onderzochten eveneens mathematisch de twee trillende systemen, namelijk lichaam-tafel en balkje-scheenbeen, welke bij de directe hoog-frequente methode volgens DOCK een rol spelen. Zij kwamen tot de conclusie, dat slechts onder bepaalde voorwaarden een reproduceerbare curve verkregen kan worden. Waren deze voorwaarden niet vervuld, dan kon bijvoorbeeld willekeurig een normale curve in een pathologische omgezet worden en vice-versa.

§ 2, *Physische grondslagen der ballistocardiographie*

Om beter de mérites en tekortkomingen van de diverse methodieken te kunnen waarderen en ter toelichting op onze keuze van de laagfrequente methode is het noodzakelijk, in te gaan op de grondslagen der ballistocardiographie. Hierbij zal in hoofdzaak de gedachtengang van BURGER (1953) gevolgd worden.

Onder de invloed van elke contractie van het hart wordt telkens een hoeveelheid bloed, het slagvolume, met een zekere kracht in het bloedvaatstelsel geworpen. Het gevolg hiervan is, dat de elastische vaatwand uitgebocht wordt, en het bloedvolume in aorta en arteria pulmonalis toeneemt; of anders gezegd: een massa bloed wordt verplaatst van ventrikels naar het begin van beide grote vaten. Tegelijkertijd stroomt bloed uit de veneuze lichaams- en longcirculatie naar het hart terug. Het is duidelijk, dat door laatstgenoemde bloedverplaatsingen de verhoudingen zeer gecompliceerd worden. Ter vereenvoudiging zullen wij ons nu alleen bezig houden met de verhoudingen in de grote circulatie, hetgeen verder in principe aan de gedachtengang geen afbreuk doet.

De uitbochting van het begin van de aorta plant zich tengevolge van de elasticiteit van de vaatwand van hieruit naar de periferie voort, hetgeen mathematisch overeenkomt met een verplaatsing van een massa bloed. Dit verschijnsel staat als polsgolf bekend. Er treedt dus in het lichaam een periodieke massaverplaatsing op. Daar deze massa steeds van vorm verandert, kan de verplaatsing hiervan het eenvoudigst gedefinieerd worden door de verplaatsing van haar zwaartepunt. Voor de massa-verplaatsingen in de veneuse systemen geldt, hoewel de geaardheid van de vaatwand hier anders is, uiteraard hetzelfde beginsel. Het is slechts de rekbaarheid van de wand, welke een rol

speelt. Wanneer de vulling van een bloedvat gelijk blijft, of wanneer de doorstroming in geheel starre buizen zou geschieden, dan zou er geen massaverplaatsing tot stand komen. Reactie van het lichaam hierop, althans in de richting van de lengte-as, is in dat geval dus niet mogelijk.

Wij zullen nu nagaan, hoe de reactie van het lichaam op de massaverplaatsingen in het elastische hart-vaatstelsel verloopt.

De volgende punten zullen hierbij besproken worden:

a) Verondersteld wordt, dat op het lichaam geen uitwendige krachten werken.

b) De invloed wordt nagegaan van geringe uitwendige krachten, veroorzaakt door een schommel, waarop het lichaam is neergelegd, en die aan zo lang mogelijke draden is opgehangen. Hierbij wordt de algemene differentiaal-vergelijking van een slinger afgeleid. De genoemde schommel blijkt hiervan een bijzonder geval te zijn.

c) Twee andere bijzondere gevallen van de algemene differentiaalvergelijking van de slinger worden onderzocht, waarbij relatief grote uitwendige krachten ter sprake komen.

d) De in § 1 vermelde binding van het lichaam ten opzichte van de onderlaag wordt in de beschouwingen betrokken.

e) De invloed van de anatomische verhoudingen *in* het lichaam op de geregistreerde curve wordt nagegaan.

a) Op het lichaam werken geen uitwendige krachten

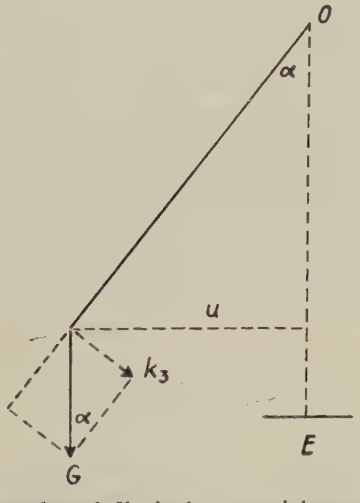
Als het lichaam met massa $M$ een kracht $k_1$ op een hoeveelheid bloed met massa $m$ uitoefent, dan zal volgens NEWTONS derde bewegingswet deze hoeveelheid bloed een gelijke maar tegengestelde kracht $k_2$ op het lichaam uitoefenen, zodanig, dat $k_1 = -k_2$ of $k_1 + k_2 = o$. Onder toepassing van $k = ma$, waarin $a$ de versnelling is, welke de massa $m$ krijgt tengevolge van de kracht $k$, kan dit ook als $Ma_1 + ma_2 = o$ geformuleerd worden. Hieruit volgt door integratie $Mv_1 + mv_2 = c$, waarbij $v_1$ de snelheid is, waarmee de massa $M$ beweegt tengevolge van de kracht $k_1$ en $v_2$ de snelheid, waarmee het zwaartepunt van massa $m$ beweegt tengevolge van de kracht $k_2$; $c$ is een constante. Wanneer nu $x_1$ en $x_2$ de respectievelijke verplaatsingen zijn van de massa's $M$ en $m$, dan volgt uit de laatste vergelijking, eveneens door integratie, $Mx_1 + mx_2 = ct + d$ waarin $d$ een andere constante is, en $t$ de tijd. Als de aanvangssnelheid van het gehele systeem $o$ is, dan is $c = o$, met andere woorden: het zwaartepunt van bloed en lichaam tezamen verandert niet van plaats. Er is dan sprake van een oneindig snelle reactie, omdat op elk ogenblik aan $Mx_1 + mx_2 = d$ voldaan wordt. In werkelijkheid is $c$ niet gelijk $o$, maar een demping bewerkstelligt steeds, dat $c$ gelijk $o$ wordt. Het gemeenschappelijk zwaartepunt van lichaam en bloed heeft dus na zekere tijd, die afhankelijk is van de demping, een onveranderlijke plaats in de ruimte. Wanneer bijvoorbeeld het zwaartepunt van het bloed zich hoofdwaarts beweegt, moet ter com-

pensatie het lichaam zich in voetwaartse richting verplaatsen. De verplaatsingen zijn daarbij omgekeerd evenredig met de massa's.

In feite voltrekken zich tegelijkertijd in verschillende richtingen zwaartepuntsverplaatsingen in arteriële en veneuze circulatie, zodat hetgeen geregistreerd wordt de algebraische som van alle zwaartepuntsverplaatsingen voorstelt.

b) De invloed van geringe uitwendige krachten

Onder ideale omstandigheden, althans voor zover het factoren buiten het lichaam gelegen betreft, zou men de verplaatsing van het zwaartepunt van het bloed ten opzichte van de omgeving kunnen registreren wanneer het lichaam vrij in de ruimte zou zweven, dat wil zeggen, zonder dat hierop uitwendige krachten werken. Dit is niet te verwezenlijken, maar wel te benaderen, door het lichaam neer te leggen op een zo licht mogelijke schommel, die aan zo lang mogelijke draden is opgehangen. Er werkt nu, zoals uit fig. 1 duidelijk is, wel een – terug-




Figuur 1. Op de over een afstand $U$ uit de evenwichtsstand $E$ gebrachte schommel werkt de terugdrijvende kracht $k_3$ een component van de zwaartekracht $G$. Bij gelijke uitwijking is hoek α, welke o.a. de grootte van de terugdrijvende kracht bepaalt, kleiner naarmate de afstand $O$–$E$ groter is.

drijvende – kracht, namelijk $k_3$, op het lichaam. Deze kracht wordt onder andere bepaald door de grootte van de hoek α, en zal dus kleiner zijn, naarmate deze hoek kleiner is; met andere woorden: naarmate de ophangdraden langer zijn. Bij gelijke uitwijking van de schommel wordt dan immers hoek $\alpha$ kleiner. Theoretisch zouden de ophangdraden oneindig lang moeten zijn.

Om de invloed van een bevestiging aan eindig lange draden te kunnen beoordelen is het noodzakelijk, de bewegingsvergelijking van de

schommel af te leiden. Ter vereenvoudiging van het probleem zullen wij hierbij lichaam en schommel als één geheel beschouwen. De kracht $k_2$, welke de massa $m$ van het door het hart uitgeworpen bloed op het lichaam uitoefent, grijpt dan aan op het gehele systeem van lichaam en schommel tezamen. De versnelling van het zwaartepunt van het bloed dient, daar hier sprake is van oneindig kleine aangroeiingen van een veranderlijke grootheid met de tijd, als differentiaalquotiënt geschreven te worden, en wel: $k_2 = m \frac{d^2x_2}{dt^2}$, waarin $x_2$ *de verplaatsing is van het zwaartepunt van het door het hart uitgeworpen bloed,* en $t$ de tijd. $k_2$ is met andere woorden: de inwendige reactie-kracht van het bloed op het lichaam. Tengevolge hiervan ondergaat de proefpersoon, en dus ook de ballistocardiograaph, een uitwijking $y$ uit de evenwichtsstand. Onderzocht moet nu worden, of deze uitwijking $y$ overeenkomt met de verplaatsing, welke sub a) met $x_1$ werd aangegeven van het *vrij zwevende* lichaam. Tengevolge van de binding van de schommel aan de omgeving ontstaat, zoals wij gezien hebben, altijd een terugdrijvende, tegenwerkende kracht, richtkracht genaamd, welke bij een kleine uitwijking evenredig is met de uitwijking, of in formule $Dy$, waarbij $D$ een constante is. Een tweede, de beweging van de schommel tegenwerkende kracht, wordt gevormd door een wrijvingskracht, demping genaamd. Deze is steeds aanwezig, hetzij in de vorm van demping door de omgevende lucht, hetzij kunstmatig aangebracht. Deze demping is evenredig met de snelheid van de schommel, het differentiaal-quotient $\frac{dy}{dt}$. Wanneer $\beta$ de dempingsfactor is, wordt deze kracht $\beta \frac{dy}{dt}$. Hieruit volgt, dat de resultante van de op de schommel werkende kracht geschreven kan worden als

$$k_2 = m\frac{d^2x_2}{dt^2} - \beta \frac{dy}{dt} - Dy \qquad (1)$$

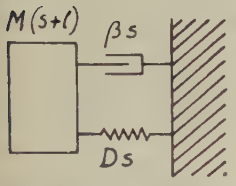
Anderzijds is deze kracht $k_2$, welke aangrijpt op de massa $M$ van lichaam en schommel tezamen, ook gelijk aan het product van deze *massa* en de *versnelling,* welke de schommel onder invloed van alle krachten in het systeem krijgt. Deze versnelling kan voorgesteld worden door het differentiaal-quotient, $\frac{d^2y}{dt^2}$, waarin $y$ weer de uitwijking van de schommel uit de evenwichtstoestand voorstelt. $k_2$ in (1) gesubstitueerd wordt:

$$M \frac{d^2y}{dt^2} = m \frac{d^2x_2}{dt^2} - \beta \frac{dy}{dt} - Dy$$

ofwel:

$$M \frac{d^2y}{dt^2} + \beta \frac{dy}{dt} + Dy = m \frac{d^2x_2}{dt^2} \qquad (2)$$

de algemene differentiaalvergelijking van de schommel. In fig. 2 zijn de bij de schommel bestaande verhoudingen in schema gebracht.




Figuur 2. Schema van het trillend systeem van de beladen schommel (schommel en lichaam worden als een geheel beschouwd).
$F$. fixatievlak van de schommel.
$M_{(s+1)}$. massa van schommel en lichaam tezamen.
$\beta_s$. demping van de schommel.
$D_s$. binding van de schommel aan de omgeving.

Ons voorbeeld van de schommel, opgehangen aan zo lang mogelijke draden en met geringe demping, is een bijzonder geval van de algemene differentiaal-vergelijking (2). Daar de binding aan de omgeving $D$ en de demping $\beta$ zeer klein zijn, mogen deze termen verwaarloosd worden en kan vergelijking (2) bij goede benadering gereduceerd worden tot

$$M \frac{d^2y}{dt^2} = m \frac{d^2x_2}{dt^2} \qquad (3)$$

Uit (3) volgt:

$$y = \frac{m}{M} x_2 ,$$

ofwel de geregistreerde uitwijking $y$ is in dit geval evenredig met de *verplaatsingen* van het zwaartepunt, die in het systeem optreden tengevolge van inwendige krachten.

Wij krijgen met andere woorden dezelfde vergelijking als in het sub a) beschouwde geval van een vrij zwevend lichaam; de uitwijking $y$ van de schommel is dus gelijk aan $x_1$, de lichaamsverplaatsing. Dit beginsel is van toepassing op de laag-frequente, dat wil zeggen zwak aan de omgeving gebonden apparaten.

c) Twee andere bijzondere gevallen van de algemene differentiaalvergelijking van de schommel

1) Een tweede bijzonder geval van vergelijking (2) krijgen wij, als de demping $\beta$ groot is ten opzichte zowel van $M$, de massa van schommel en lichaam tezamen, als ten opzichte van $D$, de binding aan de omgeving. De wrijvingskracht $\beta \frac{dy}{dt}$ kan dan gelijk gesteld worden aan de inwendige kracht $m \frac{d^2x_2}{dt^2}$ en

$$y = \frac{m}{\beta} \frac{dx_2}{dt} . \qquad (4)$$

De overige leden van vergelijking (2) zijn dan namelijk te verwaarlozen. De uitwijking van de schommel $y$ is dan evenredig met de *snelheid* waarmee het zwaartepunt van het bloed zich verplaatst.

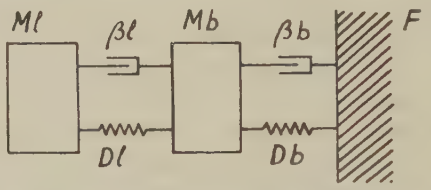
2) In een laatste bijzonder geval wordt de binding aan de omgeving $D$ van de ballistocardiograaph zo groot gemaakt zowel ten opzichte van $M$, de massa van lichaam en ballistocardiograaph tezamen, als ten opzichte van $\beta$, de demping, dat vergelijking (2) gereduceerd mag wor-

den tot $Dy = m\frac{d^2x_2}{dt^2}$; richtkracht is dan gelijk aan inwendige kracht.

De uitwijking $y$ van de ballistocardiograaph is dan een maat voor de versnelling van het zwaartepunt van het bloed. Dit beginsel is van toepassing op de hoog-frequente, dat wil zeggen sterk aan de omgeving gebonden, apparaten (vgl. § 1).

d) De invloed van de binding van het lichaam ten opzichte van de onderlaag

Men dient steeds te bedenken, dat er sprake is van twee trillende systemen: enerzijds het trillend systeem van de ballistocardiograaph, anderzijds het lichaam, dat trilt ten opzichte van de onderlaag. Dit laatste is de relatieve beweging, welke reeds in § 1 vermeld werd. In fig. 3 zijn deze verhoudingen in schema gebracht.




Figuur 3. Schema van de trillende systemen van ballistocardiograaph en lichaam.
$F$ . fixatievlak van de ballistocardiograaph.
$M_b$. massa van de ballistocardiograaph.
$\beta_b$. demping van de ballistocardiograaph.
$D_b$. binding van de ballistocardiograaph aan de omgeving.
$M_l$. massa van het lichaam.
$\beta_l$. demping van het lichaam.
$D_l$. binding van het lichaam aan de ballistocardiograaph.

Zonder verdere mathematische berekeningen zal het duidelijk zijn, dat, wanneer de binding van het lichaam aan de ballistocardiograaph groot blijft ten opzichte van de binding van de ballistocardiograaph aan de omgeving, wanneer met andere woorden lichaam en ballistocardiograaph nog als een eenheid beschouwd mogen worden, het sub b) en c) behandelde van kracht blijft. Worden de verhoudingen echter in principe omgekeerd: kleine binding lichaam-ballistocardiograaph en grote binding ballistocardiograaph-omgeving, dan is een eenvoudige beschouwing, zoals sub c) 2) gegeven werd, niet meer van toepassing; $y$, de uitwijking van de ballistocardiograaph is dan niet meer evenredig met de versnelling van het zwaartepunt van het bloed.

Voor een verdere mathematische en proefondervindelijke uitwerking van de aan een dergelijke opstelling verbonden problemen moge verwezen worden naar de publicatie van Von Wittern (1953).

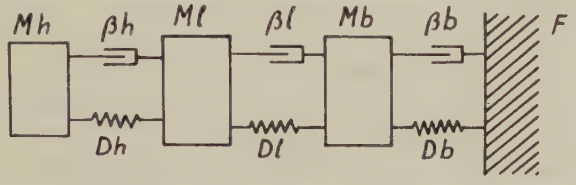
e) De invloed van de anatomische verhoudingen in het lichaam

Von Wittern heeft er bovendien op gewezen, dat door in de be-

schouwingen slechts de twee bovengenoemde trillende systemen te betrekken, het probleem nog niet is uitgeput. Hij heeft de aandacht gevestigd op de trillingen, die het „inwendig gedeelte" van het lichaam uitvoert ten opzichte van het „uitwendig gedeelte", onder invloed van de hartswerking.

Onder „uitwendig lichaamsgedeelte" wordt dan verstaan de massa's van de „uitwendige" lichaamsdelen (hoofd, benen, armen, romp) en de bindingen en dempingen, welke deze delen onderling en met de onderlaag verbinden. Het „inwendig lichaamsgedeelte" wordt bij benadering gevormd door de massa's van hart, grote vaten en lever en de bindingen en dempingen, welke deze onderling en met het skelet verbinden.

Het volledig schema geldend voor: „Hart-vaat-levercomplex"-lichaam-ballistocardiograaph is in fig. 4 weergegeven.




Figuur 4. Schema van de trillende systemen van ballistocardiograaph, „uitwendig" en „inwendig" lichaamsgedeelte".
$M_h$. massa „inwendig" lichaamsgedeelte.
$\beta_h$. demping „inwendig" lichaamsgedeelte.
$D_h$. binding „inwendig" lichaamsgedeelte aan „uitwendig" lichaamsgedeelte.
De overige letters hebben dezelfde betekenis als in fig. 3.

Is nu de binding tussen „inwendig" en „uitwendig" lichaamsgedeelte niet sterk, dan voert dus het inwendige systeem trillingen uit, waarvan de frequenties overeen komen met die van het ballistocardiogram [4]. De consequentie hiervan is, dat de conclusie van de sub b) gevolgde gedachtengang (zwakke binding van de ballistocardiograaph aan de omgeving en geringe demping) aanvechtbaar wordt. Dan is met andere woorden de verplaatsing van de schommel $y$ niet gelijk aan $x_2$, de verplaatsing van het zwaartepunt van het bloed.

Zeer gecompliceerd worden uit de aard der zaak de verhoudingen bij het sub c) 2) (sterke binding van de ballistocardiograaph aan de omgeving) beschreven geval. Gezien de aard van deze opstelling kunnen dan geen der bindingen en dempingen aangegeven in fig. 4 zodanig gekozen worden, dat de invloed daarvan op het ballistocardiogram zo klein is, dat deze verwaarloosd mag worden.

4) Het ballistocardiogram kan opgebouwd gedacht worden uit een aantal sinusoïdale trillingen van verschillende frequentie (z.g. Fourier-analyse).
Stelt men de uitwijking van een trillend lichaam, waarvan de massa in één punt geconcentreerd wordt gedacht, voor als functie van de tijd, dan ontstaat een zogenaamde „sinuslijn". Voor de uitwijking $U$ geldt namelijk, indien de kracht, welke op deze massa werkt, evenredig is met de uitwijking uit de ruststand en er geen demping is, $U = A \sin 2\pi\nu t$, waarbij $A$ de amplitudo, $\nu$ de frequentie (= aantal trillingen per seconde) en $t$ de tijd voorstelt. Een dergelijke trilling wordt enkelvoudige, sinusoïdale of harmonische trilling genoemd.

§ 3. *Discussie*

a) Critische bespreking van de gebruikelijke apparaturen

Op physische gronden kon in de voorgaande paragraaph aangetoond worden, dat de meest overzichtelijke opstelling te bereiken is met een laag-frequent-ballistocardiograaph. Burger koos hiertoe een eigen-frequentie van 0,3 Hz, met een dempingsgraad van 0,4 (zie Hoofdstuk II), terwijl Von Wittern op theoretische gronden een apparaat construeerde met een eigen-frequentie van 0,6 Hz en een dempingsgraad van 0,7. Het principe door Gordon en Henderson aangegeven werd hiermede weer in ere hersteld.

Met deze methode worden dus lichaamsbewegingen onder invloed van inwendige krachten in de richting van de lengte-as zo zuiver mogelijk weergegeven. De zuiverheid van deze weergave blijkt echter aanvechtbaar te zijn wanneer men de invloed van het hart-vaat-levercomplex (Von Wittern) nader tracht te analyseren. Hiervoor is het noodzakelijk, de eigen-frequentie van dit anatomisch complex te kennen. Von Wittern trachtte deze te schatten. Hij ging daarbij uit van de waarneming, dat Röntgenologisch bij de overgang van de liggende naar de staande houding het hart ongeveer één centimeter ten opzichte van de ribben verschuift. Voor de eigen-frequentie van een verend massa-systeem, dat een uitwijking van $x$ cm onder invloed van de zwaartekracht ondergaat, geldt:

$$f = \frac{1}{2\pi}\sqrt{\frac{g}{x}},$$

waarin $g$ de versnelling van de zwaartekracht (981 cm/sec.$^2$) is.

De eigen-frequentie van het hart-vaat-levercomplex kan zo geschat worden op 5 Hz. Daar deze frequentie ook in het ballistocardiogram voorkomt, wordt bij de laag-frequente methode het beeld van de zwaartepuntsverplaatsingen van het bloed vertekend.

De grootheid, welke met de methode volgens Nickerson en Curtis geregistreerd wordt, is niet als een eenvoudig physisch begrip in de zin van verplaatsing, snelheid of versnelling te beschrijven. Dit instrument is immers (zie § 2 sub b) en c) 2)) laag- noch hoog-frequent. Evenmin is de demping zo groot, dat aan de voorwaarde, gesteld in § 2 sub c) 1) voldaan wordt. Bovendien kan bij hun opstelling gevreesd worden, dat de binding van het lichaam ten opzichte van de onderlaag reeds zo klein is vergeleken bij de binding van de ballistocardiograaph aan de omgeving, dat een invloed hiervan op het ballistocardiogram is te verwachten (zie § 2, sub d)).

Met de hoog-frequente methode (Starr e.a.), waarbij de versnelling van het zwaartepunt van het bloed wordt geregistreerd, wordt in principe dezelfde informatie verkregen als met de laag-frequente methode, waarbij verplaatsing van het zwaartepunt van het bloed geregistreerd wordt. Eerstgenoemde curve zou de tweede afgeleide van de laatstge-

noemde moeten zijn. De onoverzichtelijke binding van het lichaam aan de ballistocardiograaph (zie § 2 sub d)) bewerkstelligt echter bij de hoog-frequente methode, dat de hiermede verkregen curve sterk vertekend wordt, en dus niet representatief voor het versnellingsbeloop van het zwaartepunt van het bloed mag worden beschouwd.

Bij de methode volgens Dock en Taubman zijn de verhoudingen nog ingewikkelder, omdat hierbij twee onoverzichtelijke bindingen, namelijk de binding van het lichaam ten opzichte van de onderlaag en de binding van het balkje ten opzichte van de scheenbenen bestaan. Misschien kan men, door de omstandigheden zo gunstig mogelijk te kiezen (Smith en Rosenbaum) en van een relatief-onelastische onderlaag (Walker e.a.) gebruik te maken, met deze methode een reproduceerbare curve verkrijgen. Het blijft dan echter onmogelijk de aard van de geregistreerde grootheid aan te geven.

Bovendien dreigt bij deze methode verwarring omtrent de benaming der vermeende geregistreerde grootheden te ontstaan. De verplaatsing, de snelheid en de versnelling van het balkje worden namelijk verbonden met het begrip ballistocardiogram der overeenkomstige grootheden. Omdat het Dock-ballistocardiogram reeds ten naaste bij overeenkomt met een versnellingscurve (dat wil zeggen de tweede afgeleide van de verplaatsing), ware het beter, de snelheid en versnelling van het balkje als derde en vierde afgeleide van de verplaatsing aan te duiden. De betekenis van deze hogere afgeleiden is niet in een eenvoudig physisch begrip samen te vatten.

b) Klinische toepassing der ballistocardiographie

Van oudsher is grote aandacht besteed aan de slagvolume-bepaling met behulp van deze onderzoek-methode. Zoals wij gezien hebben (§ 2 sub b)) geldt voor de uitwijking $y$ van de laag-frequente schommel $y = \frac{m}{M} x_2$. Aanstonds blijkt hieruit de grote moeilijkheid, om in absolute maat het slagvolume, zelfs indien dit identiek zou zijn met de zich verplaatsende bloedmassa $m$, te meten. De verplaatsing $x_2$ van het zwaartepunt van het bloed is immers onbekend en wisselt van geval tot geval.

Zelfs bij een relatieve bepaling aan het slagvolume, dus bij één proefpersoon onder verschillende omstandigheden, blijven de moeilijkheden groot. In de eerste plaats is $m$, de zich verplaatsende bloedmassa, niet identiek met het slagvolume. Er komen immers tegelijkertijd meerdere bloedmassa-verplaatsingen tot stand. Linker- en rechterventrikel werpen gelijktijdig hun bloed uit, en bovendien verplaatst zich vanuit de veneuze lichaamscirculatie bloed naar het rechter-, en vanuit de veneuze longcirculatie bloed naar het linker-atrium. Vooralsnog is het onmogelijk, deze verplaatsingen afzonderlijk te registreren. Neemt men nu aan, dat er steeds wel een constante relatie tussen deze verplaatsingen zal bestaan, dan moet bovendien

nog aangenomen worden, dat $x_2$ de door het bloed afgelegde weg bij verschillende grootte van het slagvolume constant zou zijn. Ons daarbij beperkend tot het gebied van de grote vaten zou dus aangenomen moeten worden, dat deze bij verschillende grootte van het slagvolume zich op dezelfde wijze gedragen. Dit probleem is uitvoerig theoretisch en practisch uitgewerkt door TEN HOLT en NOORDERGRAAF [5]. Laatstgenoemde onderzoekers hielden echter hierbij nog geen rekening met de invloed van het hart-vaat-levercomplex als zodanig op het verplaatsingsballistocardiogram, zoals door VON WITTERN werd gesuggereerd. Men zou dan tenslotte nog moeten aannemen, dat deze invloed bij verschillende grootte van het slagvolume constant is.

Bij de hoog-frequente methode gelden met betrekking tot het feit, dat $m$, de zich verplaatsende bloedmassa, niet identiek is met het slagvolume, en met betrekking tot de invloed van het hart-vaat-levercomplex, dezelfde bezwaren, als voor de laag-frequente methode uiteengezet zijn. Bovendien zou slechts bij ideale binding van lichaam ten opzichte van onderlaag gelden $Dy = m \frac{d^2x_2}{dt^2}$. Bij de gangbare methoden bestaat deze gelijkheid niet (zie § 2).

Behalve voor een quantitatieve, leent het ballistocardiogram zich ook voor een qualitatieve bestudering. Men kan zodoende gegevens verkrijgen betreffende de haemodynamische verhoudingen, welke wellicht van diagnostische betekenis kunnen zijn. In verband hiermee is het van belang, te wijzen op de samenhang, welke op theoretische gronden (vgl. § 2) verwacht mag worden tussen het ballistocardiogram en de polsgolf, zowel wat vorm als wat snelheid van deze laatste betreft. Een nadere bestudering van deze samenhang, waarover nog weinig gegevens bekend zijn, is gewenst.

### § 4. *Conclusie*

Wanneer men de ballistocardiographische methoden van physisch standpunt critisch beschouwt, dan blijkt de hoog-frequente in tegenstelling tot de laag-frequente niet eenvoudig te beschrijven te zijn.

In principe bestaat er geen tegenstelling tussen deze beide methoden; zij bevatten dezelfde informatie. Door een mathematische bewerking, geschikte keuze van „pick-up" of electrische schakeling kunnen de curven, verkregen met beide methoden, getransponeerd worden. Bij de hoog-frequente methode is echter tengevolge van anatomische factoren de binding van het lichaam aan de onderlaag onoverzichtelijker dan bij de laag-frequente.

Ook bij de laag-frequente methode dient men, wellicht in mindere mate dan bij de hoog-frequente, rekening te houden met de elastische

5) Mondelinge mededeling, vastgelegd in TEN HOLT, S.P. en NOORDERGRAAF, A.: Laagfrequent ballistocardiographie, lezing gehouden voor de groep voor cardiologie van de stichting voor Biophysica op 2 Februari 1952, Intern Verslag V 855, Physisch laboratorium der Rijks-Universiteit te Utrecht, 1953.

eigenschappen van het hart-vaat-levercomplex; een zuiver beeld van de massa-verplaatsingen, die zich in het lichaam afspelen, wordt dus niet verkregen. De met de schommel geregistreerde curve geeft dus alleen aan de lichaamsverplaatsingen, die op een onbekende wijze samenhangen met de massa-verplaatsingen in het lichaam.

Het kwam ons op theoretische gronden onaannemelijk voor, dat het slagvolume langs ballistocardiographische weg betrouwbaar in absolute maat bepaald zou kunnen worden. Ons onderzoek met de schommel-ballistocardiograaph beperkte zich dan ook slechts tot het gebruik voor qualitatieve diagnostische doeleinden.

## Hoofdstuk II

## BESCHRIJVING VAN DE GEBRUIKTE METHODIEK

### § 1. *Beschrijving van de gebruikte apparatuur*

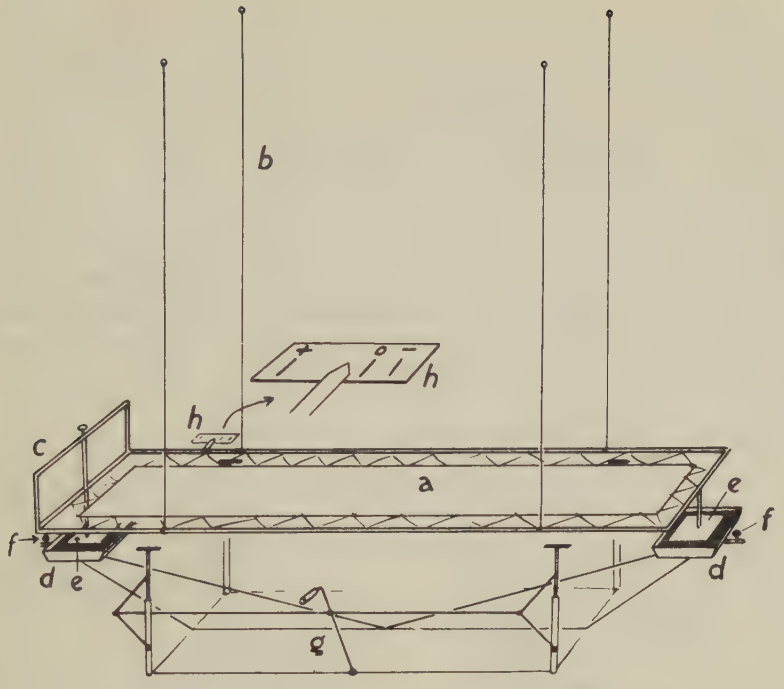
De bij ons onderzoek gebruikte ballistocardiograaph (zie fig. 5), bestaat uit een bed van 190 bij 60 cm, aan de zoldering opgehangen aan vier even lange dunne staaldraden van 300 cm lengte en 12 $mm^2$ doorsnede. De ophanging is zodanig, dat de vier draden evenwijdig lopen. Een voordeel hiervan is, dat het bed steeds dezelfde plaats behoudt, hoe de patient er ook op ligt.

Het bed *a* wordt gevormd door een raam, vervaardigd uit stalen buizen, waarin door middel van touwen een zeil is uitgespannen. Aan het voeteneinde bevindt zich een metalen plaat *c*, ter fixering van de voeten van de proefpersoon, hetgeen de binding tussen deze en het bed aanzienlijk bevordert.

Aan hoofd- en voeteneinde is een regelbare demp-inrichting aangebracht. Deze bestaat uit een bakje *d*, van 27 bij 30 bij 6,5 cm, gevuld met keukenstroop, waarin zich een aluminium-plaat *e* bevindt, welke door een stang vast verbonden is aan het bed. Door middel van schroeven *f* kunnen de bakjes *d* naar boven of naar beneden gebracht worden, waardoor de platen *e* dieper (meer wrijving) of oppervlakkiger (minder wrijving) in de stroop komen en de demping toe- of afneemt. De demping wordt zodanig ingesteld, dat wanneer de schommel beladen met patient over een afstand van b.v. 10 cm uit de evenwichtstoestand wordt gebracht, en daarna aan zichzelf wordt overgelaten, nog 2,5 cm door de evenwichtstoestand heenschiet (z.g. 25% „doorschieting" vertoont). Burger (l.c.) heeft aangetoond, dat deze demping een geschikt compromis is (zie § 2). Voor elke proefpersoon moet de demping opnieuw ingesteld worden, omdat de doorbuiging van bed met dempplaten van geval tot geval wisselt. Ter controle van de dempingsgraad is terzijde van het bed, los daarvan, een plaatje *b* aangebracht (zie fig. 5), waarop met „o" de evenwichtsstand, met „+" de stand, waarin de schommel bij de bepaling van de dempingsgraad gebracht wordt en met „−" het punt van minimaal-toelaatbare doorschieting is aangegeven. De aanwijzing geschiedt door middel van een aan het bed bevestigd verstelbaar metalen wijzertje.

Het gewicht van de schommel, samen met voetenplaat en dempingsplaten, is 6 kg.

Het bed met dempingsplaten is voorzien van een arreteer-inrichting




Figuur 5. Ballistocardiograaph van terzijde gezien:

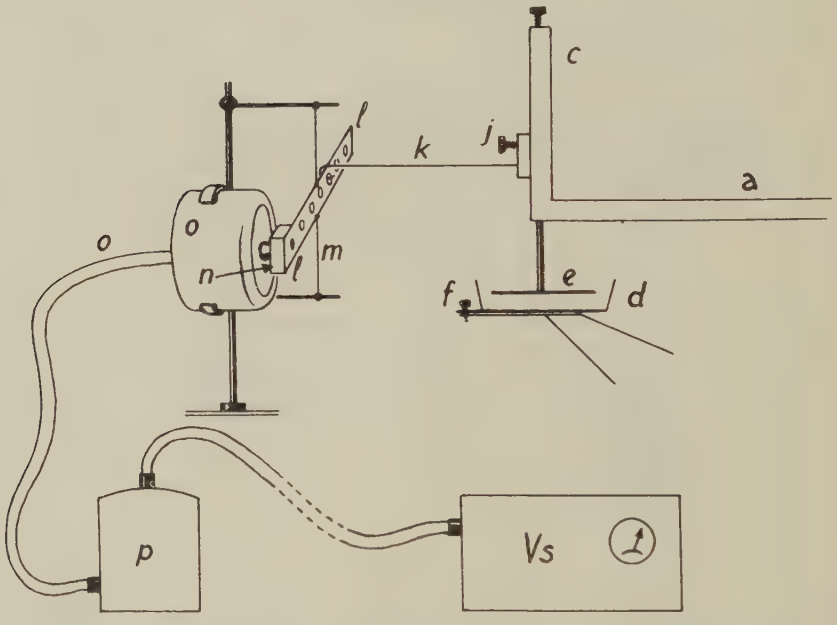
*a*. stalen raam, waarin een zeil is uitgespannen.
*b*. ophangdraden.
*c*. voetplaat.
*d*. bakjes met keukenstroop.
*e*. dempplaten.
*f*. stelschroeven.
*g*. arreteer-inrichting.
*h*. plaatje met aanwijzer ter controle van dempingsgraad.

(fig. 5 *g*), waardoor het mogelijk is, vier verticale vaste dragers onder het bed te brengen.

De bewegingen van het bed worden door een draadje (fig. 6 *k*), waaraan door middel van een stelschroef *j* tevoren de nodige spanning kan worden gegeven, overgebracht op een messingplaatje *l*. Dit messingplaatje is vastgesoldeerd aan een stugge, strak gespannen verticale draad *m* en heeft zodoende een eigenfrequentie, welke veel hoger ligt dan de hoogste frequentie van het verschijnsel, dat geregistreerd wordt. Aan de naar het bed gekeerde zijde is het messingplaatje voorzien van enkele gaatjes, waardoor het draadje *k* hieraan gefixeerd kan worden. Zo nodig kan de vergroting van de beweging van het bed door de keuze van een gaatje meer van draad *m* af, of meer daarnaar toe geregeld worden. Op het gedeelte van het messingplaatje, dat zich aan de van het bed afgerichte zijde van draad *m* bevindt, is een nokje *n* aangebracht. Het contactknopje, dat zich op een membraan, eveneens met hoge eigen-

frequentie van een luchtkamertje *o* bevindt, wordt met dit nokje in contact gebracht. De bewegingen in de lengterichting van het bed worden langs deze weg omgezet in lucht-verdichtingen en -verdunningen in het luchtkamertje *o* en een hiermee verbonden gummislangetje. Deze luchtdruk-schommelingen tenslotte brengen in de piezo-electrische drukmeter *p*, die zodanig geschakeld is, dat de laagste frequenties in het ballistocardiogram onvervormd doorkomen, een potentiaal-verschil teweeg. In de versterker *Vs* wordt dit potentiaal-verschil versterkt tot een registreerbare grootte [1].

Behalve verplaatsing wordt bovendien, al of niet gelijktijdig, een snelheids- en/of versnellingscurve geregistreerd. Bij de door ons ge-

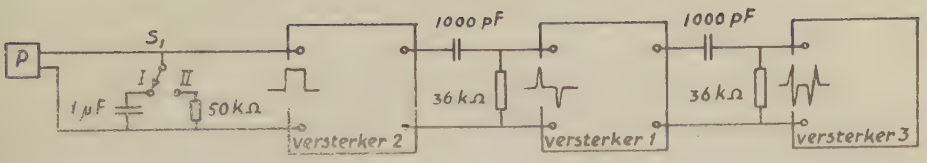



Figuur 6. Voeteneinde van ballistocardiograaph met overbrengmechanisme van terzijde gezien. De letters *a* t/m *f* hebben dezelfde betekenis als in fig. 5.

*j*. stelschroef om de spanning te regelen van het draadje *k*.
*l*. messingplaatje gesoldeerd aan strak-gespannen draad *m*.
*n*. nokje op messingplaatje.
*o*. luchtkamertje met membraan en gummislangetje.
*p*. piezoelectrische microphoon.
*Vs*. versterker.

bruikte opstelling [2] wordt dit bereikt door een tweetal differentierende

1) Gezien het qualitatieve karakter van ons onderzoek werd de apparatuur niet van een ijk-inrichting voorzien. Wel werd om een indruk te krijgen van de gevoeligheid van de opstelling gebruik gemaakt van de bestaande ijk-inrichting van de versterkers, analoog aan het gebruik hiervan in de electrocardiographie. Dit maakte het mogelijk, achter elkaar geregistreerde curven van een proefpersoon onderling te vergelijken.
2) Het is b.v. ook mogelijk, primair snelheid te registreren, door gebruik te maken van een electromagnetische „pick-up", en deze via een integrerende keten in verplaatsing en via een differentierende keten in versnelling om te zetten.




Figuur 7. Schema, waarin is aangegeven, hoe een rechthoekige z.g. blok-impuls (deze is steeds aan de linkerzijde van de versterkers weergegeven) medegedeeld aan de microphoon $P$ achtereenvolgens de versterkers passeert. Bij stand $I$ van schakelaar $S_1$ bereikt deze blok-impuls onvervormd versterker $Vs_2$ en wordt daar geregistreerd. De differentierende keten (bestaande uit een condensator van 1000 $pF$ en een weerstand van 36 $k\Omega$) achter deze versterker levert de gedifferentieerde spanning aan versterker $Vs_1$, zoals in de figuur is aangegeven. Een tweede differentierende keten, die op gelijke wijze is samengesteld, levert aan versterker $Vs_3$, de tweemaal naar de tijd gedifferentieerde blok-impuls. In stand $II$ van schakelaar $S_1$ wordt de blok-impuls reeds direct gedifferentieerd, zodat de versterker $Vs_2$ de eerste afgeleide naar de tijd van deze impuls toegevoegd krijgt. In versterker $Vs_1$ wordt dan de tweede afgeleide geregistreerd en in versterker $Vs_3$ de derde afgeleide. Voor deze laatste stand van de schakelaar $S_1$ zijn de vormen van de curve niet in de figuur opgenomen.

ketens in te schakelen. Hierbij wordt gebruik gemaakt van de differentierende eigenschappen van een condensator-weerstand-systeem, waardoor na eenmaal differentieren met de tijd, d.w.z. na passage van de eerste keten een snelheidskromme, na twee maal differentieren met de tijd, d.w.z. na passage van de tweede keten, een versnellingskromme verkregen wordt. In fig. 7 is schematisch de schakeling weergegeven met vermelding van capaciteit en Ohm-waarde, respectievelijk van de gebruikte condensatoren en weerstanden [3].

De schakeling is nu zodanig gekozen, dat o.a. de volgende combinaties mogelijk zijn:

I. Electrocardiogram gelijktijdig met verplaatsing en snelheid.
II. Electrocardiogram gelijktijdig met snelheid en versnelling.
III. Verplaatsing gelijktijdig met snelheid en versnelling.
IV. Electrocardiogram gelijktijdig met verplaatsing en phonocardiogram.
V. Electrocardiogram gelijktijdig met snelheid en phonocardiogram.
VI. Electrocardiogram gelijktijdig met verplaatsing en polscurve.
VII. Electrocardiogram gelijktijdig met snelheid en polscurve.

Op deze wijze was het mogelijk, zowel „snelle", n.l. electrische, verschijnselen van de circulatie, als „langzame", mechanische, met het ballistocardiogram te vergelijken. Het is zonder meer duidelijk, dat, gezien de ontstaanswijze van het ballistocardiogram, aan een vergelijking hiervan met beter bekende mechanische verschijnselen van de circulatie, zoals het phonocardiogram, en polscurve in het algemeen de voorkeur gegeven dient te worden. Met name geldt dit voor de bestudering van de tijdsverhoudingen.

3) Gebruik werd gemaakt van een drie-voudige versterker-apparatuur, ontworpen voor electrocardiographie, phonocardiographie, polsgolfregistratie en combinaties daarvan, fabrikaat „Hellige".

## § 2. *Physische eigenschappen van de gedempte laagfrequente ballistocardiograaph*

Zoals wij gezien hebben (Hoofdstuk 1, § 1), stuitte HENDERSON met zijn laag-frequente apparatuur op grote practische moeilijkheden, daar hij de schommel niet op een bevredigende wijze kon dempen. Ongedempt blijft het apparaat reeds na kleine evenwichtsverstoringen, b.v. door luchtstromingen en trillingen in de omgeving en minimale bewegingen van de proefpersoon, in de eigen frequentie slingeren. Nog afgezien van de ademhaling wordt zodoende de curve onleesbaar gemaakt. Er moet dus een zekere graad van demping toegepast worden, teneinde te bewerkstelligen, dat de schommel snel genoeg in de evenwichtsstand terugkeert.

BURGER heeft het verband tussen dempingsgraad en doorschieting enerzijds en dempingsgraad, phaseverschuiving en amplitude-verandering anderzijds afgeleid. Hiervoor moge verwezen worden naar de reeds eerder genoemde publicatie (BURGER 1953).

In figuur 8[4] zijn phaseverschuiving en amplitude als functies van de frequentie van de inwendige kracht uitgezet bij verschillende dempingsgraden $\delta$. Deze laatste is de verhouding tussen periodische en critische demping. Uit deze figuur is af te lezen, dat bij geringere demping de phaseverschuiving gering is maar er wel verandering in amplitude is; bij sterkere demping daarentegen is de karakteristiek van de amplitude gunstiger, maar de phaseverschuiving groter. Als compromis werd door BURGER een demping, waarbij 25% doorschieting optreedt, gekozen. ($\delta = 0{,}4$). Bij deze dempingsgraad is de vervorming door de samenwerking van de beide oorzaken minimaal in het frequentie-traject waaruit het ballistocardiogram is opgebouwd.

Ook in de practijk kon BURGER aantonen, dat een demping, waarbij de doorschieting niet minder dan 25% bedraagt, goed voldoet.

Theoretisch zou afleiding rechtstreeks van het lichaam de voorkeur verdienen. De binding tussen proefpersoon en schommel *benadert* immers slechts de ideale toestand. Er is steeds enige beweging van het lichaam ten opzichte van de schommel. Een afleiding rechtstreeks van het lichaam stuit evenwel op grote practische bezwaren omdat zelfs een goed-medewerkende, intelligente proefpersoon onvoldoende stil kan liggen. BURGER heeft de fout nagegaan, die aldus gemaakt wordt, door gelijktijdig de schommelbeweging ten opzichte van de omgeving en de beweging van het lichaam ten opzichte van de schommel te registreren.

Hierbij bleken, zoals te verwachten was, van invloed te zijn: het gewicht van de schommel, de fixatie van het lichaam en de demping van de schommel. Door het gewicht van de schommel zo laag mogelijk te

4) Met toestemming van auteurs en redactie ontleend aan H.C.BURGER e.a. Am. Heart J. 46.71.1953.

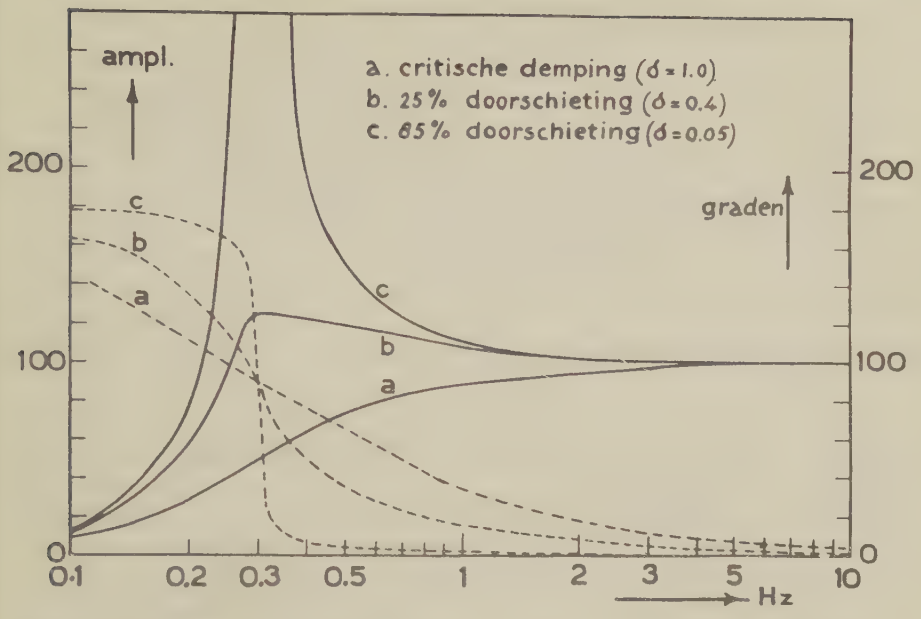



Fig. 8. Frequentie-karakteristiek (ononderbroken lijn) en phase-karakteristiek (onderbroken lijn) van de laagfrequente ballistocardiograaph [4].

houden, door de fixatie van het lichaam met behulp van een voetenplank zo veel mogelijk te bevorderen en door de demping zo gering mogelijk te maken kon de relatieve beweging tot 6% van de totale uitwijking teruggebracht worden; practisch is deze beweging dus te verwaarlozen.

## § 3. *De differentierende keten*

Het is de bedoeling, met behulp van deze keten de potentiaal-schommelingen (zie § 1), welke representatief zijn voor de verplaatsing van het zwaartepunt van het lichaam, om te zetten in krommen, welke de snelheid en versnelling hiervan voorstellen. Zoals wij gezien hebben (Hoofdstuk I, voetnoot blz. 17), geldt voor de uitwijking $U$ van een trillend lichaam, in dit geval toegepast op een electrische keten:
$U = A \sin \omega t$, waarbij $\omega$ de cirkelfrequentie $2\pi\nu$ is; $A$ is de amplitude, $\nu$ het trillingsgetal en $t$ de tijd. Voor de snelheid $\frac{dU}{dt}$ kan nu afgeleid worden:

$$\frac{dU}{dt} = A\,\omega \cos \omega t = A\,\omega \sin\left(\omega t + \frac{\pi}{2}\right) \qquad (1)$$

De keten moet dusdanig gebouwd zijn, dat de doorgelaten amplitude bij gelijke ingangsamplitude evenredig is met de cirkelfrequentie ($\omega$) en een phaseverschuiving van $90^{\circ}$ ($\frac{\pi}{2}$) moet optreden.

Bij een keten of filter, samengesteld uit een weerstand en condensator (fig. 7a) wordt aan deze voorwaarde voldaan.

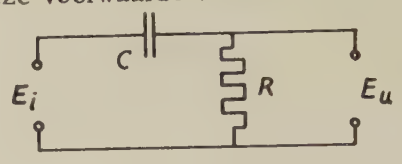



Fig.7a. Schema van de differentierende keten
$E_i$ ingangsspanning
$E_u$ uitgangsspanning
$C$ condensator
$R$ weerstand

Hiervoor geldt namelijk $\frac{E_u}{E_i} = \frac{Q}{\sqrt{1 + Q^2}}$ (2)

waarbij $E_u$ de uitgangsspanning, en $E_i$ de ingangsspanning voorstelt. $Q = \omega RC$; hierin is $R$ de Ohm-waarde van de weerstand en $C$ de capaciteit van de condensator.
Bovendien is wanneer $\phi$ de hoek voorstelt tussen uitgangs- en ingangsspanning: $tg\varphi = 1/Q$. Het is duidelijk, dat wanneer $Q$ kleiner is dan 0,1 vergelijking (2) $\frac{E_u}{E_i} = Q$ wordt. De hoek $\phi$ wordt dan groter dan $84^o20''$. Capaciteit en weerstand moeten dus zodanig gekozen worden, dat aan de voorwaarde $Q < 0{,}1$ voldaan kan worden. Dan werkt dus het filter als differentierende keten.

In het door ons gebruikte apparaat werd een filter gebouwd, waarbij de capaciteit van de condensator $C$, 1000 $pF$ en de weerstand $R$, 36 $k\Omega$ bedroeg. Het trillingsgetal $\nu$ wordt hierbij 440 Hz, wanneer $Q = 0{,}1$ is. Het filter werkt dus met andere woorden differentierend voor alle frequenties, welke beneden 440 Hz liggen. De frequenties, welke in het ballistocardiogram voorkomen, liggen ver beneden deze grensfrequentie, zodat het ingebouwde filter inderdaad aan de gestelde eisen voldoet.

Door deze uitgangsspanning nogmaals een dergelijke keten als hierboven beschreven te laten passeren kan de snelheids- in een versnellingskromme omgezet worden.

In het schema van de schakeling (fig. 7) is aangegeven, dat het signaal na het passeren van een differentierende keten door een versterker gevoerd wordt. Elke versterker geeft op zichzelf weer een phaseverschuiving, waardoor een verschuiving in de tijd van 0,02" optreedt.

## § 4. *Opnametechniek*

De opzet van ons onderzoek was erop gericht, in de eerste plaats enig inzicht te krijgen met betrekking tot de vraag, welke ballistocardiographische beelden bij normale proefpersonen in verschillende leeftijdsklassen voorkomen. Bovendien hebben wij nagegaan of er karakteristieke, van het normale beeld afwijkende, patronen gevonden konden

bij enkele aandoeningen van het hart en de grote vaten. In dit verband was het van veel belang, dat in de literatuur een invloed van de ademhalingsphase op het ballistocardiogram vermeld wordt (Heald en Tucker (1922), Starr en Friedland (1946), de Lalla en Brown (1950)). Om van deze invloed een duidelijk beeld te krijgen werd daarom als regel een ballistocardiogram, zowel bij diepe inademing als bij diepe uitademing, opgenomen. De adem werd hierbij ingehouden. Wij waren ons hierbij er wel van bewust, zodoende slechts het toestandsbeeld bij twee niet-physiologische uitersten van een gehele reeks toestanden te registreren.

De registratie geschiedde zoveel mogelijk onder basale omstandigheden.

Teneinde fixatie aan het bed zo groot mogelijk te maken werd, indien dit enigszins doenlijk was, de proefpersoon geheel plat op het bed neergelegd. Stuitte dit op moeilijkheden, b.v. wanneer het onderzoek lichtdyspnoeische patienten betrof, dan werd gebruik gemaakt van een zo gering en zo licht mogelijke ondersteuning van het bovenlichaam door middel van een luchtkussen. In het algemeen was het niet mogelijk, sterker-dyspnoeische, verlamde, onrustige, c.q. psychisch-gestoorde of niet-cooperatieve patienten te onderzoeken. Mutatis mutandis geldt dit ook voor kleinere kinderen.

## Hoofdstuk III

# HET BALLISTOCARDIOGRAM VAN NORMALE PROEFPERSONEN

Het ballistocardiogram van normale proefpersonen zal in twee opzichten worden besproken

1) Vorm en ontstaanswijze van het ballistocardiogram worden schematisch geanalyseerd.
2) Aan de hand van een statistische bewerking van enkele gegevens, geput uit ballistocardiogrammen van 100 normale proefpersonen uit verschillende leeftijdsklassen, wordt de variabiliteit van de curve binnen deze groep beschreven.

## § 1. *Vorm en ontstaanswijze van het ballistocardiogram*

a) *Algemene opmerkingen:*

Figuur 9 (blz. 31) is een voorbeeld van een normaal volledig ballistocardiogram met nomenclatuur. Als benamingen voor de opeenvolgende toppen en dalen van de curve werden gekozen voor de verplaatsing: *A, B, C, D* enz.; voor de snelheid: *a, b, c, d* enz.; voor de versnelling: $\alpha$, $\beta$, $\gamma$, $\delta$, $\epsilon$ enz. De keuze der letters als zodanig moet uiteraard geheel arbitrair zijn zolang de nauwkeurige betekenis van elke top of elk dal afzonderlijk niet bekend is.

In de snelheids- en versnellingscurve vindt men de vrij flauwe toppen en dalen van de verplaatsingscurve letterlijk in meer gedifferentieerde vorm terug.

Men dient te bedenken, dat bij de hierboven beschreven opstelling de verplaatsingen herleid worden tot bewegingen in één, het horizontale, vlak. In werkelijkheid beweegt, zoals Burger dit formuleert, het zwaartepunt van het lichaam zich ten opzichte van skelet en vaste delen langs een ruimte-kromme, niet alleen longitudinaal, maar ook sagittaal en lateraal.

Een belangrijke moeilijkheid bij de interpretatie van de vorm van het door ons geregistreerde „longitudinale" ballistocardiogram wordt gevormd door het feit, dat steeds sprake is van een summatie-beeld, zoals in Hoofdstuk I reeds ter sprake kwam. Een veelvoud van verschijnselen, welke gelijktijdig optreden, vindt in de curve zijn uitdrukking. Slechts in het dier-experiment of in een modelproef zou wellicht een nauwkeuriger analyse hiervan mogelijk zijn. Door echter na te gaan, welk deel van het hartvaatstelsel in hoofdzaak de vorm van de in longitudinale richting geregistreerde verplaatsingscurve moet bepalen, is het wel mogelijk, tot een bevredigende interpretatie van deze curve te komen.

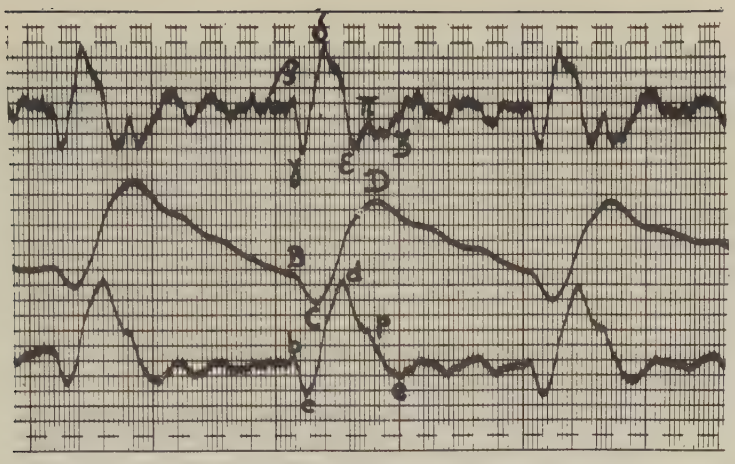


Fig. 9. Normaal volledig ballistocardiogram van A.V., ml, 33 jr. Van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve. Voor de nomenclatuur zie tekst. Men dient steeds bij de beschouwing van deze en volgende figuren de vertraging in aanmerking te nemen, veroorzaakt door de versterkers, zoals in Hoofdstuk II par. 3 werd vermeld. Hierdoor wordt de gehele snelheidscurve over de afstand tussen twee dunne tijdlijntjes (dat wil zeggen 0.02") naar rechts verschoven ten opzichte van de verplaatsingscurve. De versnellingscurve is op gelijke wijze 0.04" ten opzichte van de verplaatsingscurve verschoven. Wordt de snelheidscurve tezamen met een ander verschijnsel (phonocardiogram of polsgolf) geregistreerd, dan is de schakeling zodanig, dat deze vertraging niet optreedt. Worden snelheids- en versnellingscurve tezamen geregistreerd, dan is alleen de versnellingscurve 0.02" ten opzichte van het electrocardiogram verschoven.

De longitudinale verplaatsingscurve is opgebouwd uit de resultanten van craniale en caudale lichaamsverplaatsingen. Uiteindelijk bepaalt de anatomische bouw van het vaatstelsel dus de vorm van de curve. Samen met de hartcontractie bepalen voornamelijk de aorta en haar vertakkingen, waarvan uitbreiding en richting nagenoeg samenvalt met de lengteas van het lichaam, de vorm van de in de lengte-richting geregistreerde curve. De curve bij normale proefpersonen en bij aorta-afwijkingen verschaft ons, zoals wij zullen zien, hiervoor ruimschoots bewijzen.

Een andere beperkende omstandigheid kwam reeds in Hoofdstuk I ter sprake. Daar werd uiteengezet, dat de samenhang van de lichaamsverplaatsingen met de massa-verplaatsingen in het lichaam niet nauwkeurig te berekenen is, daar een onbekende vervorming van eerstgenoemden optreedt onder invloed van de elastische eigenschappen van het „inwendig" lichaamsgedeelte. Wanneer wij dus bij de interpretatie van de vorm van de verplaatsingscurve in het vervolg zullen spreken van een reactieve lichaamsverplaatsing tengevolge van een in het lichaam optredende massa-verplaatsing, dan wordt hierbij steeds stilzwijgend het voorbehoud gemaakt, dat op grond van het bovenvermelde nodig is. Ten aanzien van de qualitatieve beoordeling van het ballistocardiogram speelt bovengenoemde vervorming, voor zover gebleken is, geen rol.

b) *Nadere beschouwing van de verplaatsingscurve*

In fig. 10 is een verplaatsingscurve weergegeven met gelijktijdig geregistreerd electrocardiogram en phonocardiogram. De *R*-top van het electrocardiogram markeert evenals de eerste toon het begin, het einde van de *T*-top en de tweede toon het einde van de systole (WIGGERS 1952). Aan de verplaatsingscurve is een „systolisch" en „diastolisch" deel te onderscheiden. Wij zullen nu het „systolische" deel interpreteren, uitgaande van de opvatting, dat de hartcontractie en de bouw van de aorta en haar vertakkingen in hoofdzaak de vorm ervan bepalen.

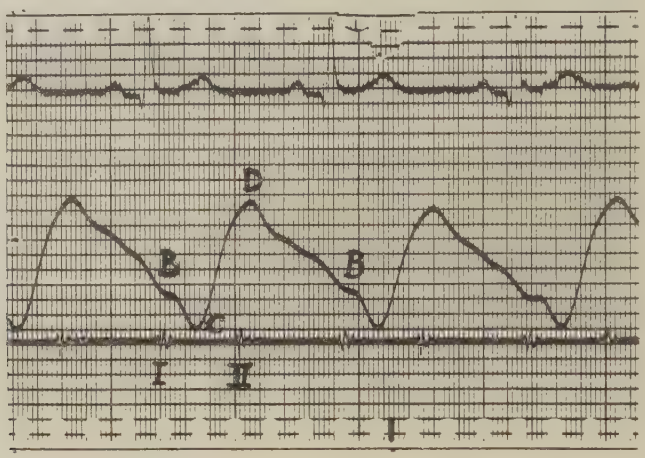



Fig. 10. Normale verplaatsingscurve met electrocardiogram en phonocardiogram van H.v.d.M., vr., 10 jr.
I = 1e harttoon, II = 2e harttoon.

De systole wordt ongeveer begrensd door de punten *B* en *D*. Het punt *B* valt vrijwel samen met de eerste harttoon, maar is niet steeds als een aparte top in de curve te herkennen. Dit punt heeft gewoonlijk meer het karakter van een „buigpunt". Het is mogelijk, dat dit punt, of een gedeelte van de curve, dat hieraan voorafgaat, verband houdt met de isometrische contractie van het hart. Hierbij treedt, doordat het hart een andere vorm aanneemt, daarbij roteert en over een kleine afstand in caudale richting verplaatst wordt, een gelijk-gerichte massaverplaatsing op en dus een craniale lichaamsverplaatsing. De atriumcontractie is gewoonlijk niet als een aparte top, voorafgaande aan een *B*-top in de verplaatsingscurve, te herkennen. Is dit wel het geval, dan dient hier van *A*-top gesproken te worden. Bij de bespreking van de afgeleiden wordt hier nog op terug gekomen.

Het *BC*-traject, overeenkomende met een caudale lichaamsverplaatsing, weerspiegelt duidelijk de reactie op de craniale massa-verplaatsing in de aorta ascendens en de aorta-boog met zijn vertakkingen, welke bij het begin van de uitdrijving *op de voorgrond* staat. Bij de bespre-

king van het ballistocardiogram bij aorta-afwijkingen zal dit nog duidelijker blijken.

Het *CD*-traject, overeenkomende met een craniale lichaamsverplaatsing, wordt geschreven gedurende het resterende deel van de systole. Wiggers (1952) toonde in het dier-experiment aan, dat de afvloed uit de aorta en haar vertakkingen gedurende het tweede gedeelte van de systole de opname uit de kamer overtreft. Hoewel afvloed en massa-verplaatsing geenszins identiek zijn, zoals in Hoofdstuk I werd uiteengezet, bestaat er practisch gesproken verband tussen deze beiden. Een verband in die zin, dat naarmate de afvloed in het relatief-wijde elastische arteriele systeem groter is, ook de massa-verplaatsing, zij het in onbekende relatie tot de afvloed, groter zal zijn. Op grond van de anatomische bouw wordt de craniale gerichtheid van de lichaamsverplaatsing gedurende het tweede gedeelte van de systole begrijpelijk. De voornaamste massa-verplaatsing treedt dan op in het gebied van het grootste vaatbed, dat wil zeggen caudaal van de aorta-boog [1]; de resulterende lichaamsbeweging is craniaal gericht. Het punt *D* valt nagenoeg samen met het einde van de *T*-top en de tweede harttoon.

Zijn de armen langs het lichaam gestrekt, dan is ook in het gebied van de arm-slagaderen de massa-verplaatsing gelijk gericht. Worden de armen boven het hoofd opgeslagen, dan ziet men, dat de hoogte van het *CD*-traject afneemt; de gelijktijdige massa-verplaatsing in de armen is dan immers tegengesteld gericht. Het *C*-dal, dat natuurlijk ook een resultante van craniale en caudale massa-verplaatsingen weerspiegelt, wordt dan relatief dieper. In fig. 11 a en b zijn deze situaties weergegeven (blz. 34).

Het vaatbed van de benen bezit uiteraard een grotere uitgebreidheid, met name in de lengterichting, dan het vaatbed van de armen. De massa-verplaatsingen in het been-gebied zullen dus groter zijn dan in het arm-gebied. Fig. 11 c (blz. 34) geeft de situatie weer, wanneer de benen, zo krachtig mogelijk opgetrokken, tegen de buikwand worden gedrukt. De *CD*-hoogte is, nu de massa-verplaatsing, vergeleken met normaal, in de benen grotendeels craniaal gericht is, nog kleiner dan bij opgeslagen armen. Worden alle extremiteiten gelijktijdig afgesnoerd, zodanig dat de arteriele pulsaties hierin verdwijnen (fig. 11 d, blz. 35), dan is de *CD*-hoogte het allerkleinst. Er moet echter worden opgemerkt, dat bij afsnoeren van extremiteiten de verhoudingen minder overzichtelijk worden doordat daarbij ook de veneuze terugvloed belemmerd wordt.

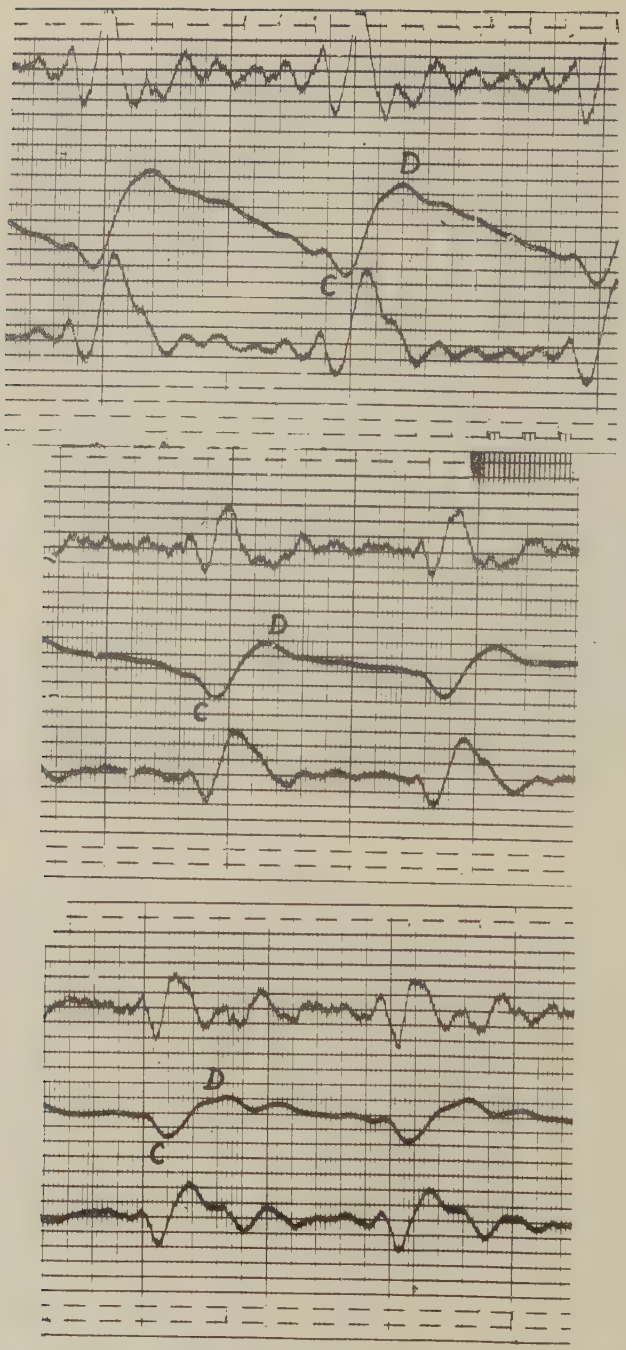
Een verkleining van de *CD*-hoogte is eveneens te verwachten bij afname van het slagvolume. Wij konden deze toestand teweeg brengen bij een patient met een arterio-veneus aneurysma in het gebied van de arteria femoralis. In fig. 12 a en b (blz. 35) zijn de verplaatsings- en snel-

1) Dit gebied wordt verder kortheidshalve benaderend aangeduid als „onderste lichaamshelft".

a

b

c




g. 11a. Normaal ballistocardiogram van H.A., ml, 23 p. Verplaatsingscurve in het midden.
11b. Als fig. 11a met opgeslagen armen. De hoogte van het *CD*-traject is afgenomen.
11c. Als fig. 11a met benen zo krachtig mogelijk opgetrokken tegen de buikwand gedrukt. De *CD*-hoogte is nog meer afgenomen vergeleken met fig. 11b.

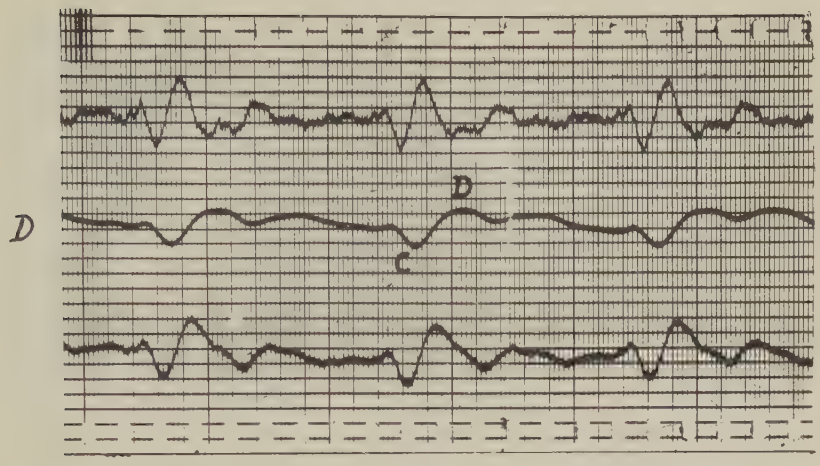



Fig. 11d: als fig. 11a. Alle extremiteiten zijn afgesnoerd. De *CD*-hoogte is nu het allerkleinst.

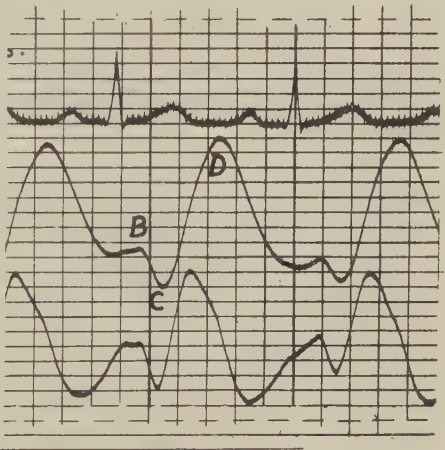



Fig. 12a. Electrocardiogram en ballistocardiogram van pat. P.C., ml, 27 jr. Arterio-veneuze fistel in het gebied van de art.fem.dextra (bij hartcatheterisatie bevestigd).

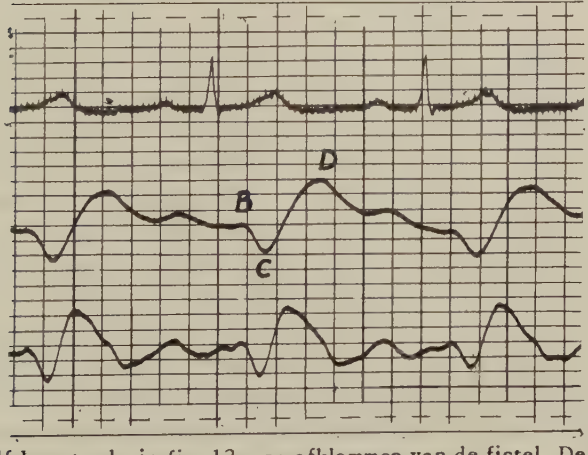



Fig. 12b. Dezelfde pat. als in fig. 12a, na afklemmen van de fistel. De *CD*-hoogte is afgenomen.

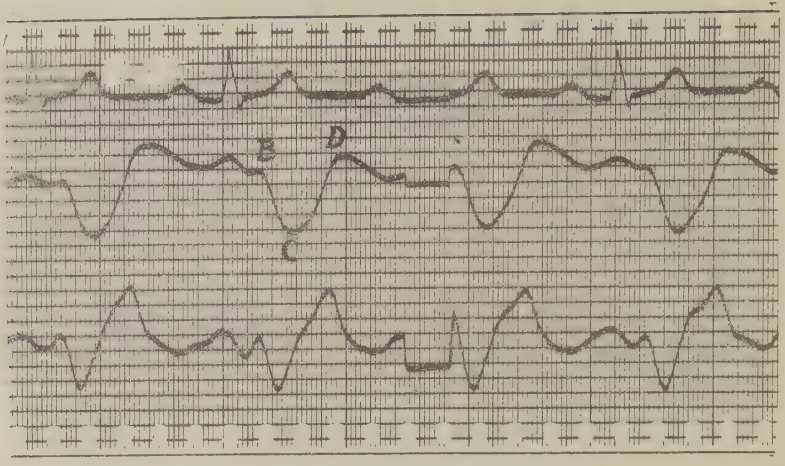



Fig. 13. Electrocardiogram en ballistocardiogram van pat. L.P.P., ml, 25 jr. Arterioveneuze fistel in cerebro. (Cerebrale klachten en continue systolisch-diastolisch geruis over a.carotis dextra en schedel.) Zeer diep *C*-dal.

heidscurve van deze patient voor en na het afklemmen van de fistel weergegeven.

In welke mate de localisatie van zulk een fistel ook de vorm van de curve bepaalt, laat fig. 13 zien. Het betrof hier een patient, bij wie de fistel in cerebro gelocaliseerd was. Het diepe *C*-dal kan verklaard worden door de relatief grote massa-verplaatsing, welke hierbij in het eerste gedeelte van de uitdrijving in craniale richting optreedt.

Het *DB*-traject wordt geheel in de diastole geschreven. De configuratie ervan is zelfs bij één proefpersoon sterk wisselend. De phase van de respiratie heeft op de vorm van het traject grote invloed. Enerzijds varieert de veneuze terugvloed onder invloed van de ademhaling, in het bijzonder ten gevolge van veranderingen in de intrathoracale druk; anderzijds dient in aanmerking genomen te worden, dat onder invloed van de ademhaling massa-verplaatsingen in het lichaam optreden. Het verschil in ligging van de buikorganen bij diepe inademing en diepe uitademing is immers evident. Het effect van deze factoren gezamenlijk blijkt uit het verschil tussen de curven bij diepe inademing en diepe uitademing Bij de opname-techniek hebben wij hiermee, zoals in Hoofdstuk II § 4 werd beschreven, steeds rekening gehouden.

Gewoonlijk heeft het *DB*-traject een vrij glooiend beloop en wordt het tensiotte abrupt onderbroken door het punt *B* van de volgende hartslag. Het traject stelt de resultante voor van meerdere craniale en caudale lichaamsverplaatsingen. Craniale lichaamsverplaatsingen worden veroorzaakt door massa-verplaatsingen in de peripherie van het arteriele

systeem van de onderste en in het veneuze systeem van de bovenste lichaamshelft; caudale lichaamsverplaatsingen komen tot stand door massa-verplaatsingen in de peripherie van het arteriele systeem van de bovenste en in het veneuze systeem van de onderste lichaamshelft. Van het hart naar de peripherie treedt een afname van de wand-uitbochting in het arteriele systeem op ten gevolge van demping door de inwendige wrijving van het bloed en van de vaatwand. Deze laatste doet haar invloed naar de peripherie toe steeds meer gelden. De massa-verplaatsingen zullen in deze gebieden dus gering zijn. In het veneuze systeem is de invloed van de arteriele polsgolf niet meer waarneembaar; de stroming en de hiermee gecorreleerde massa-verplaatsing heeft in het veneuze systeem dan ook een zeer gelijkmatig karakter. Dit maakt het begrijpelijk, dat in dit deel van de curve practisch geen differentiatie in toppen en dalen valt waar te nemen. Uit de curve blijkt, dat het *DB*-traject een caudaal gerichte lichaamsverplaatsing voorstelt; dit vloeit direct voort uit de wetmatigheid van de onveranderlijkheid van plaats van het zwaartepunt van bloed en lichaam tezamen.

Gezien de grote onzekerheden, welke bij de interpretatie van het „diastolische" deel een rol spelen, zullen wij vrijwel dit gehele gedeelte van de curve, met een enkele uitzondering voor pathologische gevallen, buiten beschouwing laten.

Tot nu toe werd ter vereenvoudiging de longcirculatie niet bij de interpretatie betrokken. Men mag echter aannemen, dat onder normale omstandigheden de rechter hart-helft en de longcirculatie slechts een gering aandeel hebben bij de opbouw van de verplaatsingscurve. Hoewel de uitgeworpen bloedmassa's van rechter en linker kamer gelijk zijn, is de afstand, waarover een massa-verplaatsing in de longslagader tot stand komt slechts klein. Bovendien zijn na de splitsing van de hoofdstam in linker en rechter zijtak de massa-verplaatsingen ongeveer tegengesteld gericht en verlopen deze ten naaste bij loodrecht op de richting van de lengte-as van het lichaam, zodat zij de lichaamsverplaatsing in de lengterichting in het algemeen weinig zullen beinvloeden. In de veneuze longcirculatie zullen de massa-verplaatsingen om dezelfde reden als in de veneuze lichaamscirculatie een gelijkmatig beloop hebben en de vorm van de curve weinig beinvloeden.

Het rechter hart en de longcirculatie kunnen wij dus buiten beschouwing laten, zonder, althans bij normale proefpersonen, in qualitatief opzicht al te grote fouten te maken.

c. *De snelheids- en versnellingscurve*

De snelheids- en versnellingscurve (fig. 20 en 9) stellen een naar de tijd gedifferentieerde vorm van de verplaatsingscurve voor; wanneer dus

de verplaatsing van richting verandert, wordt de snelheid nul en wanneer de snelheid van richting verandert gaat de versnellingscurve door het nulpunt. De tijdsrelaties worden hierdoor in deze zin gewijzigd, dat, om ons tot de toppen van de curve te bepalen, een top van de versnellingscurve steeds aan een top van de snelheidscurve voorafgaat. Op gelijke wijze gaat steeds een top van de snelheidscurve aan een top van de verplaatsings-curve vooraf. Wat de vorm van de curve betreft, bewerkstelligt de differentiatie naar de tijd, dat steeds een enkelvoudige top van de verplaatsingscurve diphasisch wordt in de snelheids- en triphasisch in de versnellingscurve. Dit is dezelfde vervorming als in fig. 7, Hoofdstuk II voor een z.g. blok-impuls werd aangegeven. In fig. 14 is dit nog eens voor een denkbeeldige top *A* van een verplaatsingscurve schematisch weergegeven. Waar de verplaatsingscurve de „sterkste buiging" heeft, vertoont de snelheidscurve een top *a*; dat wil zeggen dat de afstand in de tijd van top *A* tot top *a* afhankelijk is van de vorm van de verplaatsingscurve, dus van de afstand tussen het punt, waar de „sterkste buiging" optreedt en de top van deze curve. Heeft verplaatsingscurve een snel verloop, dan zal de afstand van *A* tot *a* in de tijd klein zijn. Dit kan zelfs in een dergelijke mate het geval zijn, dat met onze meetnauwkeurigheid de punten schijnen samen te vallen. Mutatis mutandis geldt dit ook voor de versnellingscurve. Top *a* wordt hier gevormd op het moment, dat de snelheidscurve de sterkste buiging vertoont.

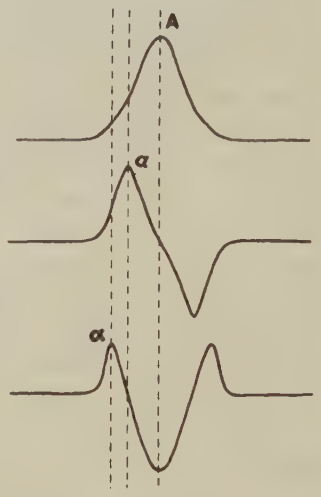



Fig. 14. Vervorming van een denkbeeldige verplaatsingstop *A* ten gevolge van de differentiatie naar de tijd. Van boven naar beneden: ongedifferentieerd, eerste afgeleide en tweede afgeleide. Zie de tekst.

Een gedetailleerde interpretatie van snelheids- en versnellingscurve zelfs van het „systolische" deel stuit om twee redenen op grote moeilijkheden. Niet alleen is ook hier sprake van een summatie-beeld, maar bovendien gaan begrippen als verandering van de lichaamssnelheid en -versnelling, als reactie respectievelijk op verandering in snelheid en versnelling van massa-verplaatsingen in het lichaam, ons voorstellingsvermogen reeds spoedig te boven. Bij het begrip lichaamsversnelling en wel in het bijzonder voor de periode van de hartcontractie komt ons voorstellingsvermogen ons in zoverre te hulp, dat hierbij aan het directe verband met de kracht van het hart bij de uitdrijving gedacht kan worden. Een en ander vanzelfsprekend onder de beperkende voorwaarden samen-

hangend met het summatie-karakter van de curve.

In verband hiermede zullen wij niet ingaan op de vaak verschillende betekenis, die in de literatuur aan elk der toppen en dalen van de versnellingscurve wordt toegeschreven. Wij willen de afgeleiden meer zien als een hulpmiddel bij de interpretatie van de verplaatsingscurve. Met enkele voorbeelden zullen wij dit nader toelichten.

Bij de bespreking van de verplaatsingscurve werd reeds opgemerkt, dat gewoonlijk de atrium-contractie hierin niet afzonderlijk is waar te nemen. Bij totaal-blok en verlengd *PR*-interval is echter vooral in de afgeleiden de atrium-contractie afzonderlijk te zien.

Fig. 16a (blz. 40) is een verplaatsingscurve met gelijktijdig geregistreerd electro- en phonocardiogram van een patient met totaal atrioventriculair blok. Een duidelijke relatie tussen *P*-top van het electrocardiogram enerzijds en vorm van de verplaatsingscurve anderzijds is niet vast te stellen. De curve is echter moeilijk leesbaar, zeer waarschijnlijk mede door artefacten. In de snelheidscurve (fig. 16b, blz. 41) wordt constant een klein complex gevonden, bestaande uit een topje, een dal en nog een top; dit begint direct na het einde van de *P*-top en tegelijk met de boezemtoon. Bovendien valt op, dat wanneer de afstand tussen ventrikel- en atrium-contractie relatief lang is, de *b*-top klein is of ontbreekt, dat wil zeggen, 0,05" na het begin van de eerste toon begint dan het *c*-dal (ter vergelijking is in fig. 15 (blz. 39) een normale snelheidscurve met phonocardiogram weergegeven). Ook in de versnellingscurve (fig. 16c, blz. 42) zien wij op regelmatige afstand na de *P*-top topjes verschijnen.

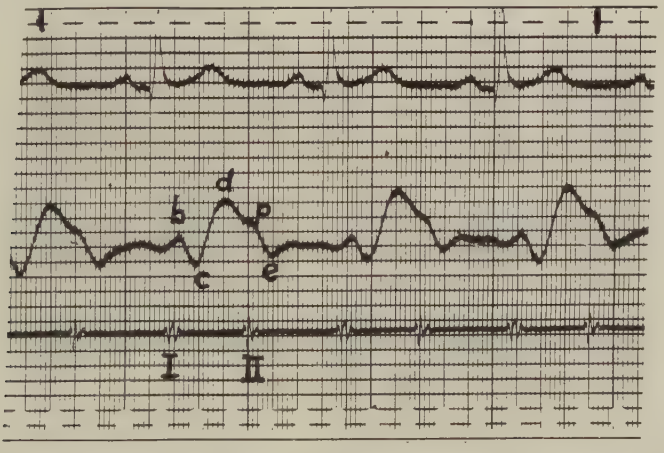
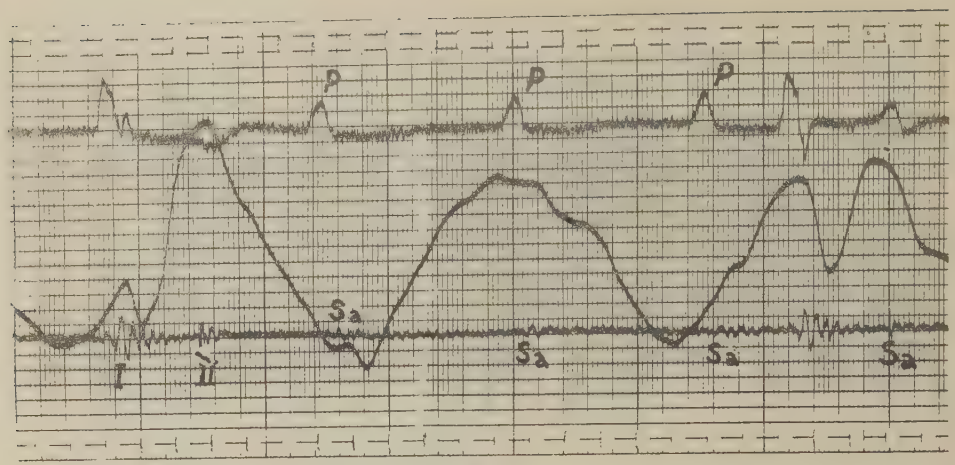
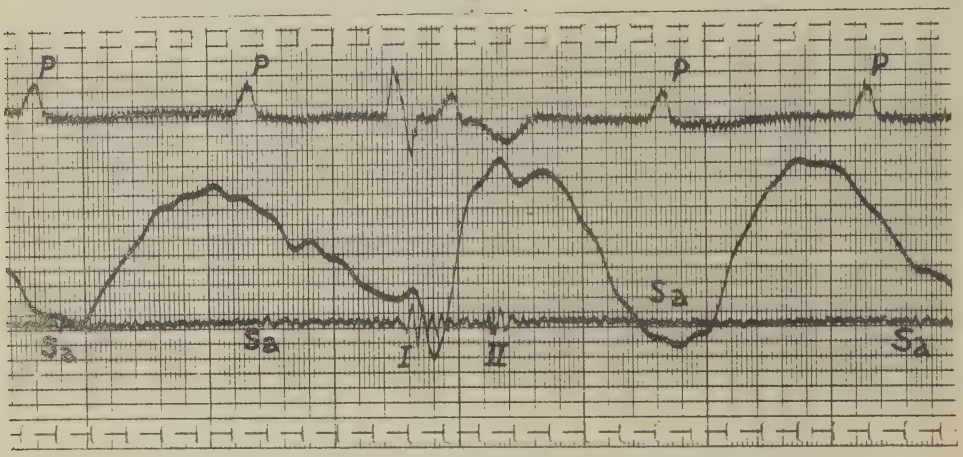



Fig. 15. Normale snelheidscurve met electrocardiogram en phonocardiogram van H.v.d.M., vr, 10 jr. I: eerste toon, II: tweede toon.




A




B

Fig.16a. Verplaatsingscurve met electrocardiogram en phonocardiogram van pat. N.Sch, ml, 56 jr., met totaal atrio-ventriculair blok. I: eerste toon, II: tweede toon, $s_a$: atrium-toon. Zie tekst.
$B^a$ is ononderbroken vervolg van A.

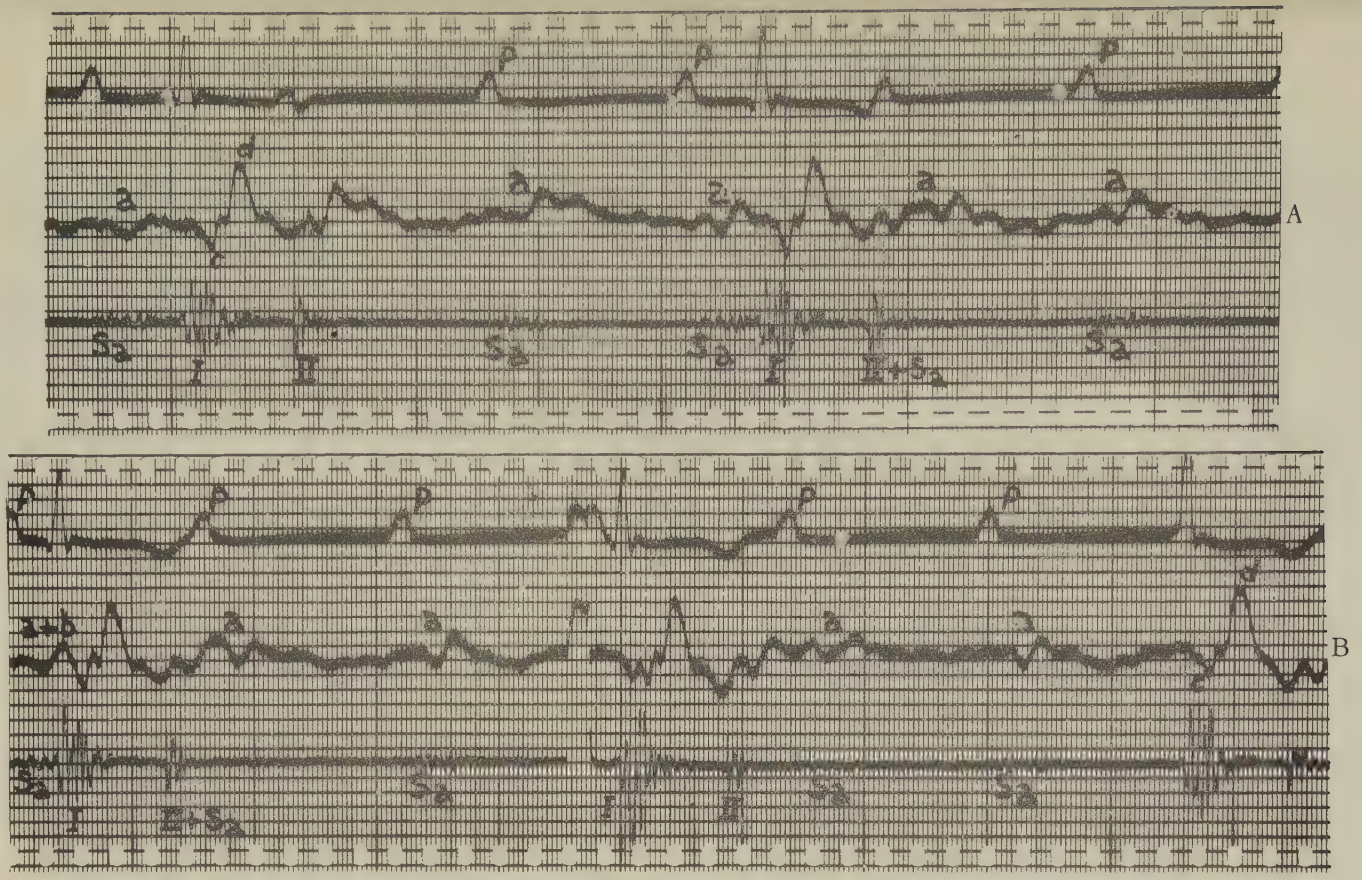



Fig. 16b. Snelheidscurve met electrocardiogram en phonocardiogram van dezelfde patient als fig. 16a. $s_a$: atrium-toon, *a*: a-top.
B is ononderbroken vervolg van A.

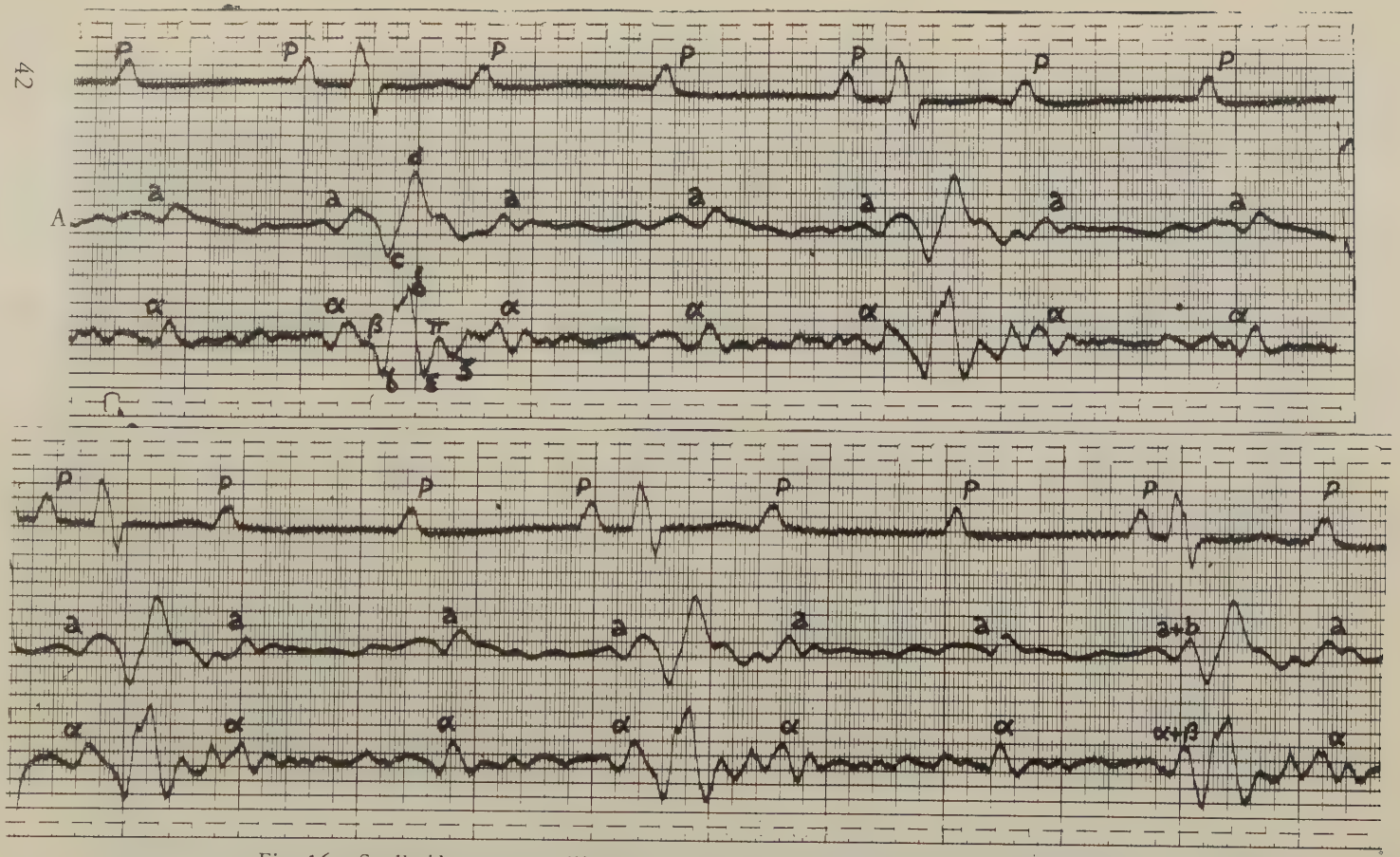



Fig. 16c. Snelheids- en versnellingscurve met electrocardiogram van dezelfde patient.
als fig. 16a. *a*: a-top, α: α-top.
B is ononderbroken vervolg van A.

Ook bij verlengd *PR*-interval (fig. 17a en b, blz. 44) wordt in principe hetzelfde gevonden. In de verplaatsingscurve is hier voorafgaande aan de *B*-top een *A*-top te zien, overeenkomend met de atrium-contractie. In de snelheidscurve wordt een top gevormd direct na de *P*-top van het electrocardiogram, terwijl de *b*-top zeer klein is, en het hoogste punt van deze laatste 0,05" na het begin van de eerste toon komt. In een dergelijk geval zou het juister zijn, de top, welke overeenkomt met de atrium-contractie, *a*-top te noemen.

In de versnellingscurve (fig. 17c, blz. 44) ontstaat op gelijke wijze de *a*-top, gevolgd door de top $\beta$, die nu het karakter van een tussentopje aanneemt.

Bij boezemfibrillatie (fig. 18, blz. 45) wordt ook constant een *b*-topje gevonden; het hoogste punt valt weer 0,05"-0,06" na het begin van de eerste toon; een *a*-top is hier natuurlijk niet aanwezig.

Al deze gegevens wijzen erop, dat het hoogste punt van de top *b*, dat zulk een nauwe betrekking heeft met de eerste toon, gecorreleerd mag worden met het begin van de uitdrijving. Ook bij normalen namelijk valt dit punt 0,05"-0,06" na het begin van de eerste toon (fig. 15, blz. 39). Hierbij moet opgemerkt worden, dat arbitrair het *begin* van de eerste toon gekozen werd, omdat dit punt steeds goed is te bepalen. De eerste toon zelf bestaat namelijk uit vele vibraties, welke zich gewoonlijk over een tijdsinterval van meer dan 0,1" uitstrekken.

Voor het hoogste punt van de $\beta$-top van de versnellingscurve kan eenzelfde redenering gevolgd worden, in aanmerking genomen, dat dit punt in de tijd verschoven is ten opzichte van het punt *b* ten gevolge van de differentiatie (deze verschuiving ligt in de orde van grootte van 0,01"-0,02"), hetgeen hierboven besproken werd.

Samenvattend kan gezegd worden, dat onder normale omstandigheden het meestal niet mogelijk is, in de snelheidscurve de kleine *a*-top als uitdrukking van de atrium-activiteit te onderscheiden doordat *a*- en *b*-top zijn versmolten. Bij een verlengd *PR*-interval bijvoorbeeld is echter wel de *a*-top afzonderlijk waarneembaar. De vorm van de *b*-top wordt bepaald door atrium-contractie, isometrische contractie en de allereerste phase van de uitdrijving. Deze laatste correspondeert met het hoogste punt van de *b*-top. Mutatis mutandis geldt een en ander ook voor *a*- en $\beta$-top van de versnellingscurve.

Bij de bespreking van het ballistocardiogram bij afwijkingen van het hart (Hoofdstuk IV) zal nader worden teruggekomen op het belang van de onderscheiding van een *a*-top als uitdrukking van de atriumactiviteit.

Het is mogelijk, ook het einde van de systole, of nauwkeuriger uitgedrukt de sluiting van de semi-lunaire kleppen en het allereerste begin van de diastole in het ballistocardiogram te localiseren. Het punt *p* van

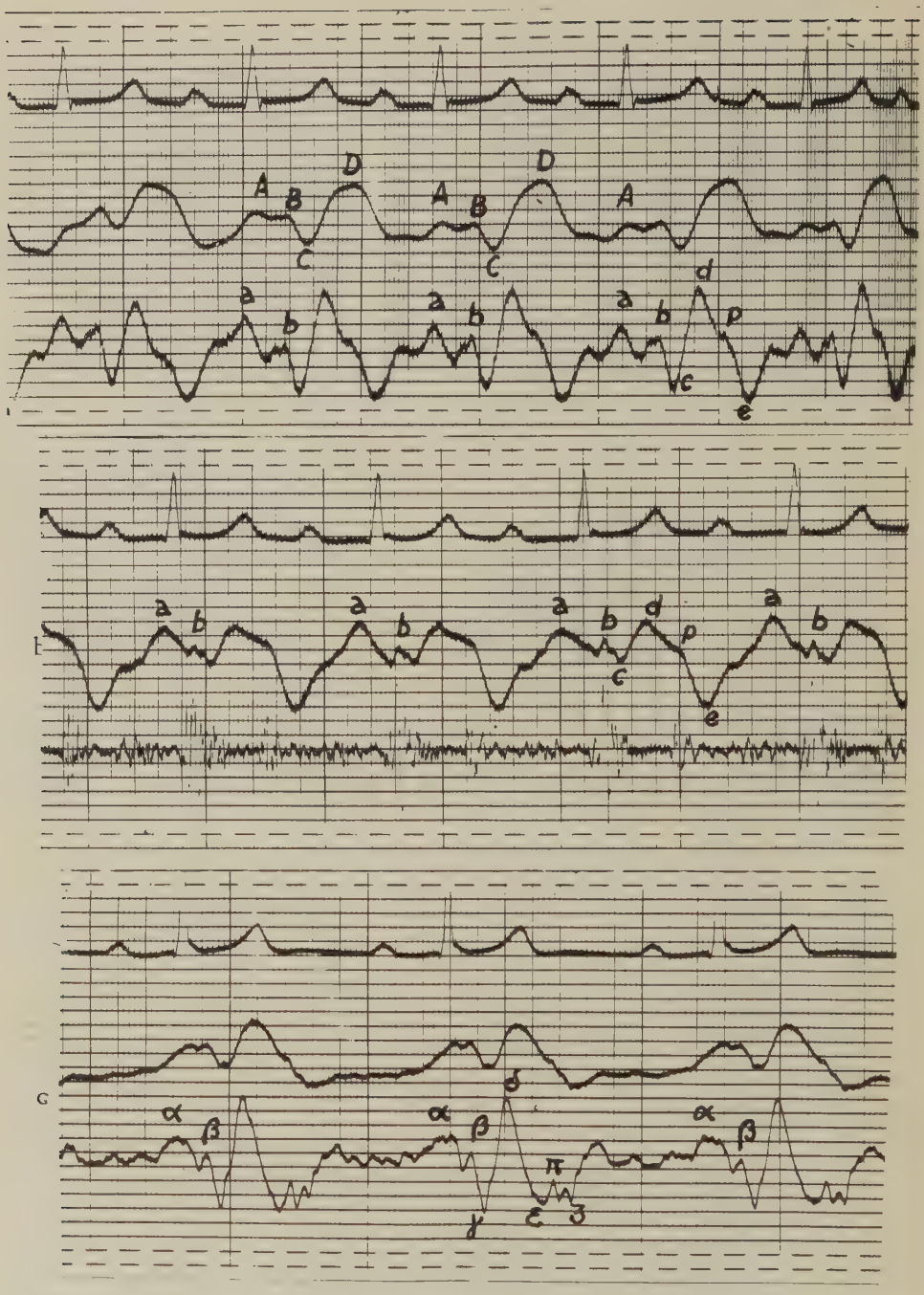



Fig. 17 a. Electrocardiogram met verlengd *PR*-interval, verplaatsings- en snelheidscurve van pat. A.v.W., ml., 17 jr., mitralisstenose. Zie de tekst.
b. Als 17 a, met snelheidscurve en phonocardiogram. Zie de tekst.
c. Electrocardiogram met verlengd *PR*-interval en snelheids- en versnellingscurve van L.S.-de B., vr., 25 jaar. Zie de tekst.

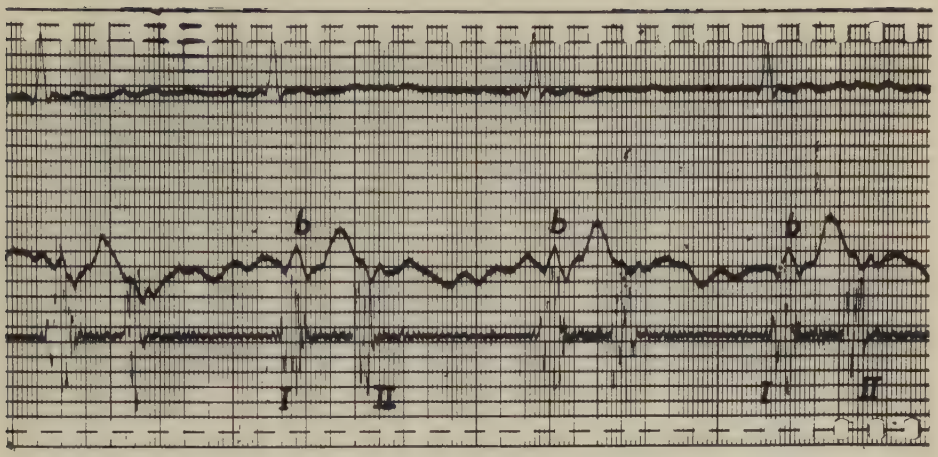



Fig. 18. Snelheidscurve met electrocardiogram en phonocardiogram van pat. P.L., ml., 25 jr. Mitralisstenose en -insufficientie, atrium-fibrillatie.
I: eerste toon, II: tweede toon. Duidelijke *b*-toppen.

de snelheidscurve [2] valt namelijk of samen met de tweede harttoon of vertoont hiermee een relatie binnen zeer enge grenzen (zie fig. 16, blz. 39). Het punt $\pi$ van de versnellingscurve [2] valt op zijn beurt samen met punt *p* (fig. 9, blz. 31). De snelheidswisseling, waardoor het punt *p* ontstaat, komt namelijk in een dermate korte tijd tot stand, dat het met onze meetnauwkeurigheid meestal niet mogelijk is, een tijdsverschil met het punt $\pi$ van de versnellingscurve vast te stellen (vergelijk hetgeen hierboven besproken werd omtrent de afstand in de tijd tussen de denkbeeldige toppen *a* en $\alpha$ van fig. 14).

Aan de tweede toon kunnen twee delen onderscheiden worden, waarbij het eerste deel met de sluiting van de aortakleppen samenhangt en het tweede deel met de sluiting van de pulmonaliskleppen (Levine 1949), bevestigd bij waarnemingen in de Leidse afdeling voor Cardiologie bij drukcurven van de arteria pulmonalis met gelijktijdig geregistreerd phonocardiogram). Het mechanische equivalent hiervan is in principe waar te nemen in de snelheids- en versnellingscurve, en wel in deze zin, dat *p* nu eens als buigpunt, dan weer als „tussentopje" te herkennen is, overeenkomstig de wisselende splijting van de tweede toon bij de ademhaling (zie fig. 19a en b, blz. 46). De ontstaanswijze van *p* kan dan ook verklaren, waarom het beeld niet alleen vrij sterk wisselt bij verschillende proefpersonen, maar ook bij één proefpersoon afhankelijk is van de ademhalingsphase. Is er sprake van een tussentopje in dit deel van de curve, dan komt de afstand in de tijd van het beginpunt van dit topje tot

2) In afwijking van de alphabetische volgorde van de benamingen der toppen en dalen worden hier de letters *p* en $\pi$ ingevoerd, om de nadruk te leggen op de correlatie met het phonocardiogram, en omdat deze punten in de verplaatsingscurve niet aan te geven zijn.

a

b

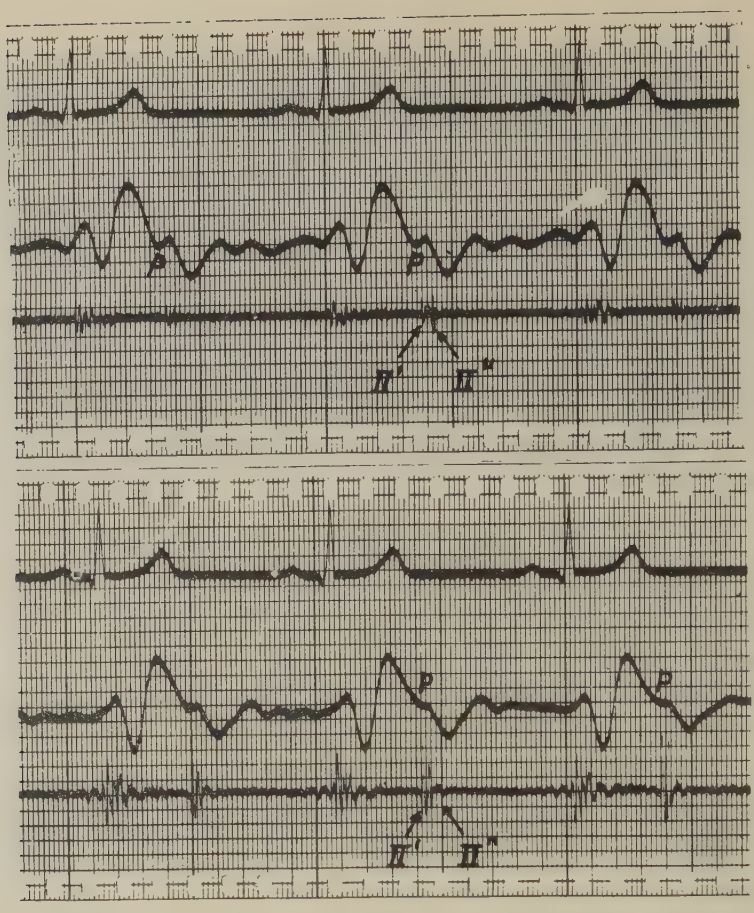



Fig. 19a. Electrocardiogram met snelheidscurve en phonocardiogram van normale proefpersoon bij diepe inspiratie, C.L.E-H., vr., 34 jr.
II': eerste deel tweede toon, II": tweede deel tweede toon.
b. Als 19a bij diepe uitademing, Zie de tekst.

het hoogste punt ervan nagenoeg overeen met het tijdsverloop tussen de beide delen van de tweede toon. Het tijdsverschil tussen de beide delen van de tweede toon ligt in de orde van grootte van 0.04" tot 0.06". Voor de plaatsbepaling van het punt $p$ in de snelheidscurve en van het punt $\pi$ in de versnellingscurve brengt dit reeds een moeilijkheid met zich mee. Wij hebben daarom min of meer arbitrair dit punt gekozen op de plaats waar het afdalende been van de $d$-top de eerste duidelijke onderbreking vertoont, hetgeen practisch gesproken overeen komt met het eerste deel van de tweede toon en dus met de sluiting van de aorta-kleppen. Op gelijke wijze is ook het punt $\pi$ in de versnellingscurve gekozen. Het is zeer wel mogelijk, dat wanneer men versnellingscurve en phonocardiogram gelijktijdig registreert, hetgeen bij onze opstelling

nog niet mogelijk was, het mechanische equivalent van elk der beide delen van de tweede toon nauwkeuriger in de curve is te localiseren.

Zou men de aorta-polscurve kunnen registreren bij het begin van de aorta, dan zou het punt *b* van de snelheidscurve dus bij gelijktijdige registratie nagenoeg moeten samenvallen met de voet van deze polscurve en de punten *p* en *π* met de v-vormige incisuur, welke laatste op het afdalende been van de polscurve het moment van de klepsluiting aangeeft, Wij kunnen wel zo dicht mogelijk bij het hart, dat wil zeggen op de arteria carotis, de polscurve registreren.

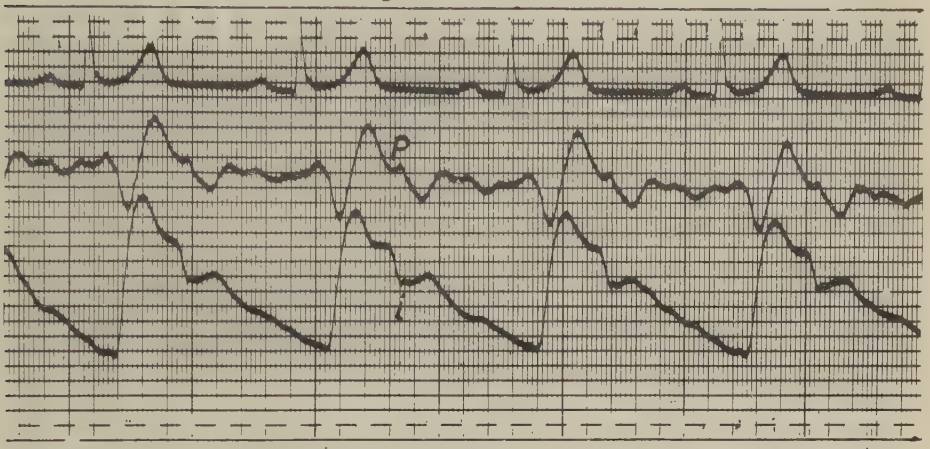



Fig. 20. Normale snelheidscurve met polscurve (a.carotis sinistra) en electrocardiogram van H.A., ml., 23 jr. *i:* incisuur.

In fig. 20 is een voorbeeld van een snelheidscurve met een dergelijke polsgolf weergegeven. Het tijdsverschil (0,03"-0,04") tussen v-vormige incisuur van de polsgolf en het punt *p* van de snelheidscurve komt overeen met de tijd, welke de polsgolf nodig heeft om vanaf het hart het punt te bereiken, waar registratie op de arteria carotis plaats heeft [3]. Wij zullen in het tweede gedeelte van dit Hoofdstuk nog nader de nauwkeurigheid van deze correlatie trachten aan te tonen. De verklaring van het ontstaan van het punt *p* moet gezocht worden in een plotselinge snelheidsverandering van het lichaam onder invloed van de klepsluiting.

Onder andere door GUBNER e.a. (1953), THOMPSON e.a. (1953) werd gewezen op het samenvallen van het punt *H* van het „systolische" deel van de versnellingscurve (methode DOCK) en de eerste toon, maar zij konden geen punt van de curve aangeven, dat een duidelijke relatie met de tweede toon vertoonde. Wel vonden TANNENBAUM e.a. (1952, met een gewijzigde methode DOCK) een coincidentie van de *L*-top (overeenkomend met ons punt *π*) met de incisuur van het electrokymogram van de aortaknop evenals HAMILTON e.a. (1945, methode-STARR). Tenslotte

3) Door coll. HARTMAN werd bij het materiaal van de Leidse afdeling voor cardiologie in overeenstemming met de waarnemingen van MAASZ (1949) en WIGGERS (1952) in een groot aantal gevallen ditzelfde tijdsinterval tussen tweede harttoon en incisuur gevonden.

vonden PIERCE e.a. (1953), welke de volgens WALKER e.a. (1953 zie Hoofdstuk I, § 1) gewijzigde methode-Dock gebruikten, ook een goede correlatie tussen *L*-top en incisuur van de carotispols.

## § 2. *De variabiliteit van het ballistocardiogram van 100 normale proefpersonen uit verschillende leeftijdsklassen*

Onderzocht werden 50 mannelijke en 50 vrouwelijke proefpersonen, ieder verdeeld over 5 leeftijdsklassen, en wel van < 10–20 jaar, van 30–40 jaar, van 40–50 jaar en van 50–60 jaar.

De proefpersonen waren ten dele studenten of ziekenhuispersoneel en ten dele patienten, die niet voor hart-, vaat- of longaandoeningen waren opgenomen, en waarbij ook electrocardiographisch geen afwijkingen konden worden gevonden.

a) Algemene opmerkingen

Bij de statistische bewerking [4] is een keuze gedaan uit de gemeten verhoudingen tussen opeenvolgende toppen en dalen van de curve ten opzichte van de nullijn en uit de gemeten tijdsrelaties, daar het cijfermateriaal te onoverzichtelijk werd, wanneer het gehele „systolische" deel van de curve bij de bewerking zou worden betrokken. Bij een oriënterend vergelijkend onderzoek van het verkregen cijfermateriaal van normale proefpersonen en patienten kwamen enkele mogelijk karakteristieke en goed te bewerken punten van de curve naar voren, die de keuze bepaalden; hierbij hadden dan weer metingen, die zo nauwkeurig mogelijk verricht konden worden, de voorkeur.

Figuur 21 is een schematische voorstelling van een volledig ballistocardiogram met electrocardiogram en phonocardiogram; de bewerkte tijdsrelaties en verhoudingen zijn hierin aangegeven.

Van de verplaatsingscurve werden bewerkt:

a) het tijdsverloop tussen het begin van het *QRS*-complex van het electrocardiogram en het diepste punt van het *C*-dal (*QC*-tijd).

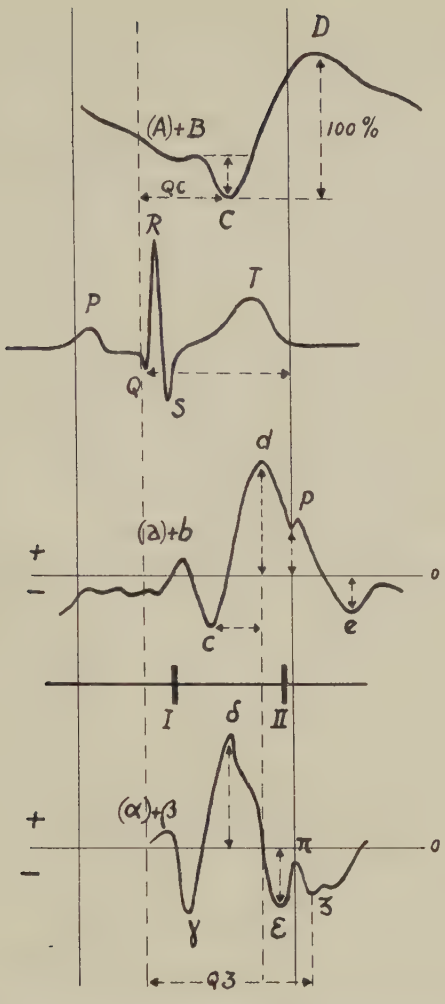
b) de diepte van het *C*-dal, uitgedrukt als percentage van het hoogteverschil tussen het diepste punt van het *C*-dal en het hoogste punt van de *D*-top (*BC/CD*-verhouding).

Van de snelheidscurve werden bewerkt:

a) het tijdsverloop tussen het diepste punt van het *c*-dal en het hoogste punt van de *d*-top (*cd*-tijd).

b) het tijdsverloop tussen het hoogste punt van de *b*-top en het punt *p* (*bp*-tijd).

4) Enkele statistische problemen werden besproken met de Heer H. DE JONGE van de afdeling Statistiek van het Instituut voor Praeventieve Geneeskunde te Leiden. Een groot deel van de statistische bewerking van het cijfermateriaal werd op deze afdeling uitgevoerd.




Figuur 21. Schema van ballistocardiogram met electrocardiogram en phonocardiogram. Van boven naar beneden: verplaatsingscurve, electrocardiogram, snelheidscurve, phonocardiogram en versnellingscurve.

o = nullijn;
I = eerste harttoon;
II = tweede harttoon. Zie de tekst.

c) de verhouding tussen de hoogte van de top *d* en de diepte van het dal *e*, beide ten opzichte van de nullijn (*d*/*e*-verhouding).

d) de verhouding tussen de afstanden van het hoogste punt van de *d*-top en het punt *p* ten opzichte van de nullijn (*d*/*p*-verhouding).

Van de versnellingscurve werden bewerkt:

a) het tijdsverloop tussen het begin van het *QRS*-complex van het electrocardiogram en het diepste punt van het 3-dal (*Q*3-tijd).

b) de afstand tussen het hoogste punt van de β-top en het punt π (βπ-tijd).

c) de verhouding tussen de hoogte van de top $\delta$ en de diepte van het dal $\epsilon$, beide ten opzichte van de nullijn ($\delta/\epsilon$-verhouding).

Elk punt boven de nullijn werd bij snelheids- en versnellingscurve als positief (+), elk punt beneden de nullijn als negatief (−) aangegeven. De volgende combinaties kwamen dan vooral bij de $d/p$-verhouding voor: het punt $d$ ligt boven, het punt $p$ beneden de nullijn ($- = \frac{+}{-}$) en beide punten liggen boven de nullijn ($+ = \frac{+}{+}$). Het kwam niet voor, dat beide punten beneden de nullijn vielen. Viel het punt $p$ zeer dicht bij of op de nullijn, dan naderde of werd de verhouding oneindig en werd dit aangeduid door het betreffende punt te voorzien van het teken $^0$ ($p^0$). Hetzelfde werd een enkele maal gezien bij de $d/e$-verhouding ($e^0$). Zodoende ontstonden soms meerdere categorieën, waarvan de frequenties werden vermeld. Steeds werd de waarde van de verhoudingen bij diepe in- en uitademing berekend, waardoor het mogelijk was, door correlatie van beide gegevens de invloed van de ademhalingsstand op de vorm van het ballistocardiogram te onderzoeken.

De waarde van de tijdsrelaties werd met een enkele uitzondering berekend uit het gemiddelde van drie waarden, afgelezen van een curve respectievelijk bij diepe inademing, diepe uitademing en bij een tussenstand van de ademhaling. Deze waarden werden namelijk ter oriëntering berekend bij telkens 10 achtereenvolgende complexen van het ballistocardiogram van één proefpersoon onder acht verschillende omstandigheden (nuchter, direct na een stevig ontbijt, na het roken van een sigaret, na het drinken van twee koppen koffie, na lunch met enige koppen sterke thee, aan het einde van een werkdag, na een warme maaltijd, na 20 diepe kniebuigingen). Hierbij werden wel significante verschillen tussen de omstandigheden waargenomen, maar de ademhaling was hierbij niet betrokken. Bovendien bleek bij statistische bewerking, dat de tijdsverschillen tussen de complexen van één curve onderling aan toevallige variaties toegeschreven konden worden. In verband met het bovenstaande werd er naar gestreefd, zoals reeds in Hoofdstuk II, § 4 werd vermeld, het onderzoek onder zo uniform mogelijke voorwaarden en onder basale omstandigheden te doen plaats vinden.

Tijdsrelaties waren steeds goed te bepalen, zodat hiervoor een gemiddelde waarde berekend kon worden.

Als algemene gegevens werden nog opgenomen: lengte en gewicht, evenals hart-frequentie en $QT$-tijd.

b) Meetresultaten en statistische bewerking ervan *)

Vrijwel alle statistisch bewerkte metingen zijn in Tabel I samengevat. In Tabel II zijn de codes weergegeven, waarvan bij de statistische bewerking gebruik werd gemaakt. Bij het samenstellen van deze codes voor de verschillende variabelen, dat wil zeggen de gemeten tijdsrelaties en verhoudingen, werd steeds uitgegaan van de verkregen waar-

*) Alle in de tekst genoemde tabellen zijn in een aanhangsel opgenomen.

nemingen, die eerst naar grootteorde systematisch werden gerangschikt. Op deze wijze ontstaan frequentieverdelingen, die echter door het betrekkelijk kleine aantal waarnemingen een onvoldoende inzicht geven en die daarom zo gegroepeerd zijn, dat per variabele 10–15 klasse-intervallen van constante grootte werden verkregen. Hierdoor wordt toch voldoende differentiatie verkregen, terwijl de invloed van (toevallige) factoren, b.v. meetonnauwkeurigheden, gedeeltelijk wordt geëlimineerd en het noodzakelijke rekenwerk wordt vereenvoudigd (zie voor een verdere uitwerking van deze methode DE JONGE en WIELENGA (1953), blz. 33 e.v.).

In de tabellen III t/m XII zijn de frequentie-verdelingen der variabelen weergegeven, zoveel mogelijk gerangschikt volgens geslacht en leeftijdsgroepen, zodat er gewoonlijk vier sub-groepen zijn. De leeftijdsgrens van 40 jaar werd gekozen omdat bij een oriënterend onderzoek afwijkingen boven deze leeftijd waren opgevallen, hetgeen overeenkwam met andere onderzoekingen (o.a. SCARBOROUGH e.a. (1953)) en omdat bij een verder doorgevoerde verdeling in leeftijdsgroepen te kleine aantallen waarnemingen in elke groep afzonderlijk zouden overblijven.

In het onderste gedeelte van de tabellen is het gemiddelde ($\bar{x}$) en eventueel de standaarddeviatie ($s$) en de standaardfout van $\bar{x}$ ($s_{\bar{x}}$) vermeld. Bij de drie hierboven beschreven categorieën van de $d/p$-verhouding werd met de $\chi^2$-toets van PEARSON bij deze verhouding nagegaan, of de verschillen in frequentie van deze categorieën voor de vier subgroepen significant waren. Deze toets berust op het vergelijken van de op grond van de rand-totalen te verwachten frequenties met de waargenomen frequenties en wordt uitvoerig beschreven door FISHER (1948). Bij de overige verdelingen werd nagegaan, of er significante verschillen aanwezig waren tussen de gemiddelden der subgroepen. Hierbij is voor pseudo-normale verdelingen gebruik gemaakt van de $t$-toets van STUDENT (zie FISHER l.c. blz.122 e.v.); indien de normaliteitsveronderstelling echter niet gerechtvaardigd leek, werd wederom gebruik gemaakt van een distributie-vrije methode, de toets van WILCOXON (zie VAN DER VAART 1950). Daar de omvang van beide vergeleken waarnemingsreeksen steeds groter was dan 10, behoefde bij het toepassen van deze toets geen exacte berekening van de overschrijdingskansen plaats te vinden, doch kon gebruik worden gemaakt van de normale benadering en was dus de toetsingsgrootheid de standaardnormaal verdeelde grootheid $T$.

In enkele gevallen moest ook worden nagegaan, of de spreiding van twee verdelingen significant verschilde; hierbij werd de $F$-toets van SNEDECOR (1946) toegepast.

Een totaalgemiddelde werd alleen berekend, indien bleek, dat de 4 subgroepen onderling niet significant verschilden.

c) Samenvatting van de resultaten van de statistische bewerking

Voorop dient te staan, dat bij de beoordeling van de hierboven weergegeven resultaten rekening gehouden moet worden met enkele factoren, die slechts terloops ter sprake kwamen.

Ten eerste werd, hoewel de gehele steekproef niet klein was, het aantal waarnemingen betrekkelijk gering, zodra ondergroeperingen naar geslacht en leeftijd werden gevormd.

Ten tweede werd de leeftijdsgrens van 40 jaar, zoals reeds werd opgemerkt, tot op zekere hoogte arbitrair gekozen.

Een derde factor werd gevormd door de meetfout, die het storende effect van het gering aantal waarnemingen bij de ondergroeperingen versterkt. Bij de tijdsrelaties was de meetfout betrekkelijk gering, omdat tijdsintervallen gewoonlijk tot op 0,01" nauwkeurig waren af te lezen, met uitzondering van de verplaatsingscurve, waar deze nauwkeurigheid vaak slechts 0,02" bedroeg. De meetfout wisselde bij de tijdsrelaties van 5% tot 11% van de gemeten waarde. Wat de verhoudingen betreft, was de meetfout groter, vanwege de van geval tot geval wisselende hoogte en diepte van de toppen en dalen van de curve en het bepalen van de nullijn; de meetfout werd geschat op 10—25% van de gemeten waarde.

1) De algemene gegevens

De frequentieverdelingen van lengte, gewicht en hartfrequentie (Tabel III a,b,c) geven geen aanleidingen tot opmerkingen. Ten aanzien van de *QT*-tijd (Tabel III d) bleek, dat deze boven 40 jaar een weliswaar kleine maar significante verlenging vertoonde. Geen van de waarden overschreed echter de bovengrens van de norm volgens de tabellen van Ashman en Hull.

2) De verplaatsingscurve

De *QC*-tijd (Tabel IV) is alleen bij vrouwen boven 40 jaar significant verkort. De omvang van de steekproef liet niet toe verder te analyseren, welke factoren hierbij een rol zouden kunnen spelen.

Bij de *BC/CD*-verhouding (Tabel V a en b) wordt een algemene tendentie tot verkleining van het *C*-dal gevonden in de hogere leeftijdsklassen. Bij de vrouwen is dit leeftijdseffect zeer uitgesproken aanwezig zowel bij diepe inspiratie als diepe expiratie. De oudere mannen vertonen deze verkleining, hoewel minder uitgesproken, bij diepe expiratie, maar ze treedt bij diepe inspiratie niet op de voorgrond.

Men dient te bedenken, dat bij deze wijze van waardering van de invloed van de ademhalingsstand op de verhoudingen steeds *groepsgemiddelden* werden vergeleken. Dit geldt stilzwijgend bij alle verder te bespreken verhoudingen. Een beter beeld van de invloed van de ademhalingsstand wordt verkregen door de bij iedere proefpersoon afzonder-

lijk gemeten waarden bij diepe in- en expiratie met elkaar te correleren, hetgeen apart wordt besproken.

3) De snelheidscurve

Bij de groep boven 40 jaar wordt, wanneer mannen en vrouwen samen worden gevoegd, een juist significante verkorting van de *cd*-tijd (Tabel VI) gevonden. Deze uitkomst wordt in hoofdzaak veroorzaakt door een achttal zeer lage waarden in de verdeling van de groep personen van 40 jaar en ouder: dit zou dus kunnen wijzen op een sterke toename van de polsgolfsnelheid bij oudere personen, doch een conclusie dient wegens het betrekkelijk geringe aantal personen met enige reserve te worden beschouwd.

Voor de *bp*-tijd (Tabel VII) worden tussen de vier groepen geen significante verschillen gevonden.

Bij de *d*/*e*-verhouding (Tabel VIII a en b) werd bij diepe expiratie een voor mannen en vrouwen overeenstemmend verschil tussen de beide leeftijdsgroepen geconstateerd: boven 40 jaar vinden wij een geringere spreiding en als gemiddelde een significant lagere negatieve waarde. Bij diepe inspiratie vinden wij voor de vrouwen een identiek beeld. Voor de mannen boven 40 jaar treedt nu echter een grote spreiding op, terwijl het gemiddelde een hogere negatieve waarde heeft dan dat voor mannen beneden 40 jaar, zonder dat dit verschil significant is. Er is dus een tendentie aanwezig bij *d*-top en *e*-dal, om elkaar boven 40 jaar in grootte te gaan naderen.

Zoals reeds sub a) werd vermeld, zijn er bij de *d*/*p*-verhoudingen drie mogelijkheden. Het punt *d* ligt steeds boven de nullijn; het punt *p* kan boven (+ = $\frac{+}{+}$), op (*p*°) of onder de nullijn liggen (− = $\frac{+}{-}$). Bij diepe expiratie is de uitkomst nu in zoverre gelijk, dat steeds, zowel bij mannen als vrouwen, beneden 40 jaar significant de situatie overweegt, waarbij beide punten boven de nullijn liggen (Tabel IX a en b); boven 40 jaar overweegt de situatie, waarbij het punt *p* beneden de nullijn ligt. Bij diepe expiratie is deze significantie nog iets uitgesprokener. Het punt *p* verplaatst zich als het ware bij het stijgen van de leeftijd van een boven- naar een onder de nullijn gelegen niveau. Door het uitvallen van een groot aantal onmeetbare verhoudingen (*p*°) was de verdeling van de overblijvende meetbare verhoudingen wat +(= $\frac{+}{+}$)-verhouding betreft dermate vertekend, dat de berekening van een gemiddelde waarde hiervan voor de verschillende subgroepen of een toetsing op verschillen tussen deze subgroepen niet meer rationeel werd geacht. Evenmin kon een conclusie gebaseerd worden op de overblijvende (kleine) groep met −(= $\frac{+}{-}$)-verhouding. Was de verhouding +(= $\frac{+}{+}$), dan varieerde haar waarde van +1.5 tot +4.6; wanneer deze verhouding −(= $\frac{+}{-}$) was van −1 tot ≤ −5 (Tabel IX a en b).

4) De versnellingscurve

Bij de $Q3$-tijd (Tabel X) werden geen significante verschillen tussen de vier groepen gevonden.

Ditzelfde geldt voor de $\beta\pi$-tijd (Tabel XI). Dit tijdsinterval blijkt weliswaar weinig, doch juist significant langer te zijn dan de *bp*-tijd. Deze verlenging van de $\beta\pi$-tijd ten opzichte van de *bp*-tijd wordt zeer waarschijnlijk veroorzaakt door de differentiatie (vergelijk hetgeen hieromtrent in § 1 van dit hoofdstuk besproken werd in samenhang met fig. 14).

Bij de $\delta/\epsilon$-verhouding (Tabel XII a en b) wordt een algemene tendentie gevonden tot een lagere negatieve waarde boven 40 jaar; alleen bij diepe inspiratie is voor de mannen het verschil tussen de leeftijdsgroepen wel aanwezig, doch niet significant. Neemt men de factoren in aanmerking, welke bij de inleiding van deze samenvatting werden besproken, dan mag toch geconcludeerd worden, dat boven 40 jaar de hoogte van de $\delta$-top en de diepte van het $\epsilon$-dal elkaar gaan naderen.

d) Correlaties tussen enkele tijdsintervallen van het ballistocardiogram, phonocardiogram en electrocardiogram [6]

In § 1 van dit hoofdstuk werd het nauwe verband in de tijd besproken tussen eerste toon en het punt *b* van de snelheidscurve en tussen tweede toon en het punt *p* van de snelheidscurve. In fig. 22 zijn om dit nader te preciseren *bp*-tijd en het tijdsinterval tussen het begin van de eerste en het begin van de tweede toon tegen elkaar uitgezet. De berekende correlatiecoefficient bleek vrij hoog en zeer significant te zijn:

$$r = 0.773^{***} \quad (t = 11.90) .$$

Er kon een verband verwacht worden tussen de duur van de mechanische systole enerzijds, waarvoor de *bp*- en $\beta\pi$-tijd een maat zijn en de hartfrequentie anderzijds; in fig. 23 is deze relatie voor de *bp*-tijd weergegeven. De berekende correlatiecoefficient bedroeg:

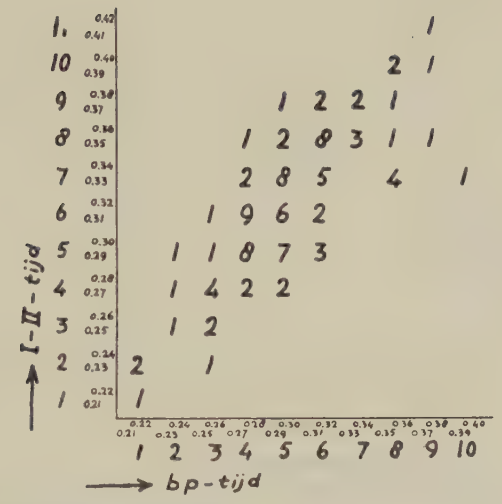
$$r = -0.462^{***} \quad (t = 5.16).$$

Fig. 24 geeft dezelfde relatie weer voor de $\beta\pi$-tijd. De correlatiecoefficient bedroeg:

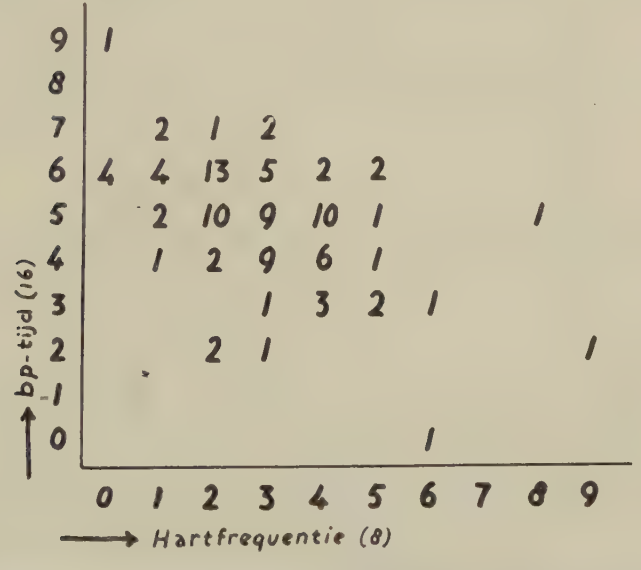
$$r = -0.449^{***} \quad (t = 4.97) .$$

Bovendien werden $\beta\pi$-tijd en $QT$-tijd, deze laatste als maat voor de

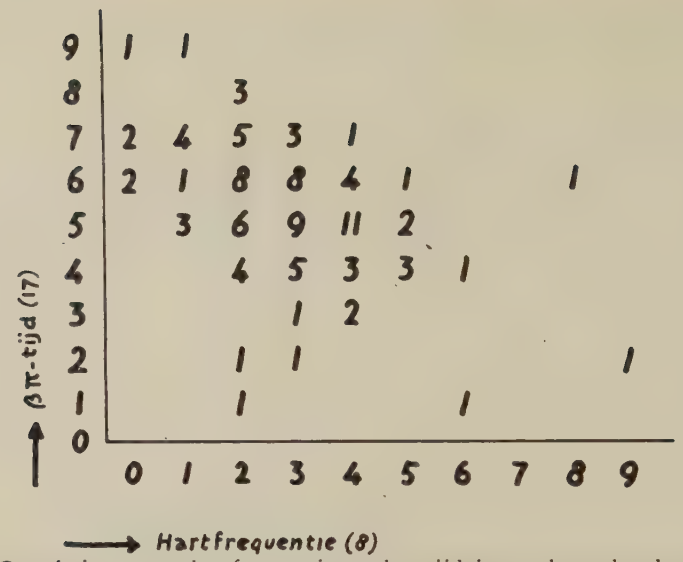
6) Bij de interpretatie van de berekende correlatiecoefficienten dient men te bedenken, dat verschillende verbanden in feite op een *hogere* correlatie wijzen, doch dat bij het betrekkelijk kleine aantal waarnemingen enkele afwijkende waarden — die bijvoorbeeld door meetfouten veroorzaakt kunnen zijn — reeds een vrij grote invloed uitoefenen en de correlatiecoefficient onevenredig sterk verlagen.



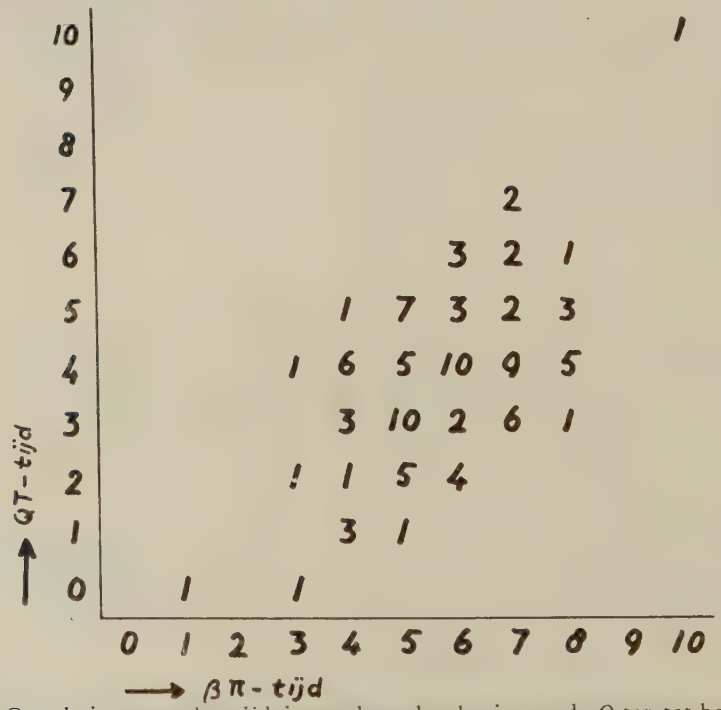

Figuur 22. Correlatie tussen het tijdsinterval van het begin van de eerste tot het begin van de tweede harttoon (I–II-tijd) en het tijdsinterval van het hoogste punt van de *b*-top tot het punt *p* (*bp*-tijd). Beide tijdsintervallen werden gemeten bij overeenkomstige complexen van phonocardiogram en ballistocardiogram. De klasse-intervallen zijn langs de assen van de figuur aangegeven.



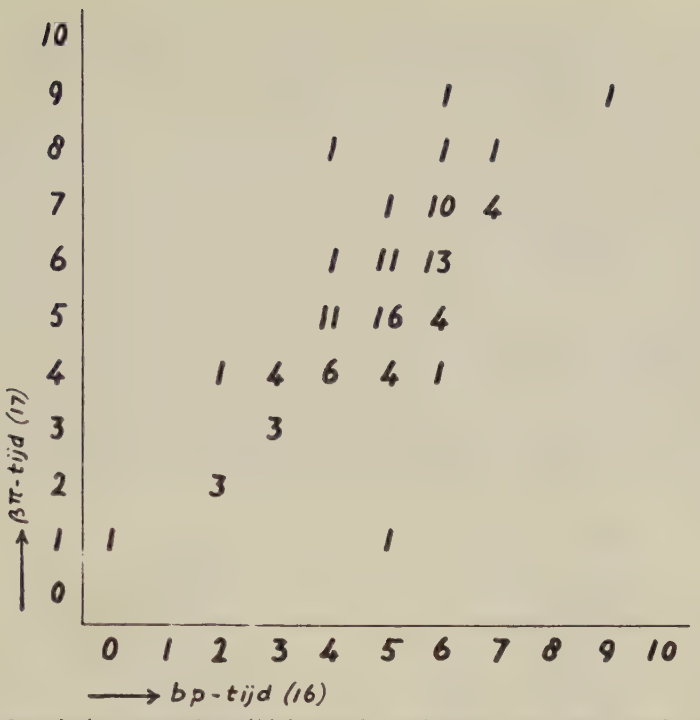

Figuur 23. Correlatie tussen hartfrequentie en het tijdsinterval van het hoogste punt van de *b*-top tot het punt *p* (*bp*-tijd). De cijfers langs de assen van de figuur komen overeen met de klasse-intervallen van de codelijst.




Figuur 24. Correlatie tussen hartfrequentie en het tijdsinterval van het hoogste punt van de $\beta$-top tot het punt $\pi$ ($\beta\pi$-tijd). De cijfers langs de assen van de figuur komen overeen met de klasse-intervallen van de codelijst.




Figuur 25. Correlatie tussen het tijdsinterval van het begin van de $Q$-top tot het einde van de $T$-top van het electrocardiogram ($QT$-tijd) en het tijdsinterval van het hoogste punt van de $\beta$-top tot het punt $\pi$ ($\beta\pi$-tijd). Beide tijdsintervallen werden gemeten bij overeenkomstige complexen van electrocardiogram en ballistocardiogram. De cijfers langs de assen van de figuur komen overeen met de klasse-intervallen van de codelijst.




Figuur 26. Correlatie tussen het tijdsinterval van het hoogste punt van de *b*-top tot het punt *p* (*bp*-tijd) en het tijdsinterval van het hoogste punt van de $\beta$-top tot het punt $\pi$ ($\beta\pi$-tijd). De cijfers langs de assen van de figuur komen overeen met de klasse-intervallen van de codelijst.

duur van de electrische systole, onderling vergeleken (fig. 25). Als correlatiecoefficient werd gevonden:

$$r = 0.522^{***} \quad (t = 6.06).$$

Tenslotte is in fig. 26 de correlatie tussen *bp*- en $\beta\pi$-tijd weergegeven. De correlatiecoefficient bleek vrij hoog en zeer significant te zijn:

$$r = 0.772^{***} \quad (t = 12.03).$$

*Samenvatting:* De gevonden correlatie tussen *bp*-tijd en het tijdsinterval tussen eerste en tweede toon wijst in de richting van een uitgesproken verband tussen het begin van de uitdrijving en het hoogste punt van de *b*-top en tussen het einde van de systole en het punt *p*. Daar de mechanische systole wat de tijdsduur betreft betrekkelijk weinig door de hartfrequentie beinvloed wordt, is het begrijpelijk, dat het verband tussen hartfrequentie en *bp*- respectievelijk $\beta\pi$-tijd niet zo hoog is, als tussen het tijdsinterval van de eerste tot de tweede toon en de *bp*-tijd. Het verband tussen $\beta\pi$- en *QT*-tijd ligt ten naaste bij hier tussen in.

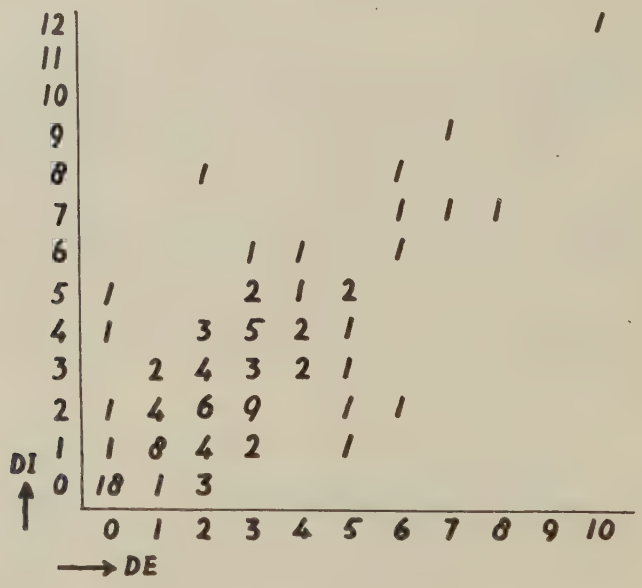
De hierboven weergegeven correlatie ($r = 0.772$) tussen *bp*- en $\beta\pi$-tijd

wijst er eveneens op (vergelijk hetgeen hieromtrent in de voorgaande paragraaph besproken werd), dat de hoogste punten van de $b$- en $\beta$-top enerzijds en de punten $p$ en $\pi$ anderzijds in physiologische zin dezelfde betekenis hebben.

e) Invloed van de ademhalingsstand op de vorm van het „systolische" deel van het ballistocardiogram

Om deze invloed na te gaan werden met elkaar gecorreleerd de waarden voor de verhoudingen tussen hoogte der toppen en de diepte der dalen van de curve voor elke proefpersoon afzonderlijk bij diepe inspiratie en diepe expiratie. Men dient bij de interpretatie van deze correlaties te bedenken, dat hierbij vergeleken met de correlatie tussen de tijdsintervallen van een grotere invloed van de meetfout sprake is, daar deze zoals reeds werd vermeld 10–25% van de gemeten waarde bedroeg.

In fig. 27 is deze relatie voor de $BC/CD$-verhouding weergegeven.




Figuur 27. Correlatie tussen de $BC/CD$-verhouding bij iedere proefpersoon afzonderlijk respectievelijk gemeten bij diepe inspiratie (DI) en diepe expiratie (DE). De cijfers langs de assen van de figuur komen overeen met de klasse-intervallen van de codelijst.

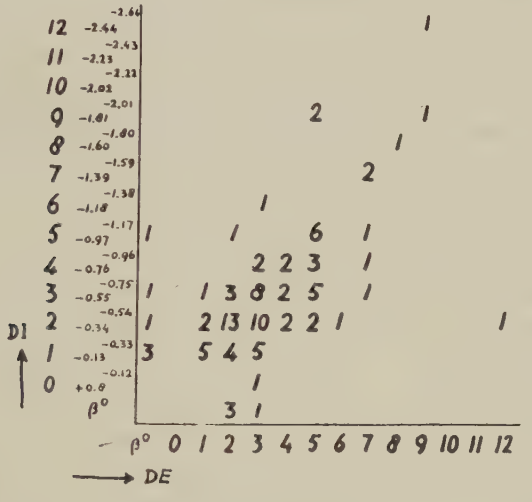
De berekende correlatiecoefficient bleek hoog en zeer significant te zijn:

$$r = 0.763^{***} \; (t = 11.69).$$

Voor de snelheidscurve zou zich, daar $d$ en $p$ practisch geheel in de systole vallen, van de onderzochte verhoudingen slechts de $d/p$-verhouding voor eenzelfde bewerking lenen, ware het niet, dat dit door het

grote aantal gevallen, waarbij het punt op de nullijn viel ($p°$) niet goed mogelijk was. In feite betekent de positie $p°$, zoals reeds werd opgemerkt, dat de verhouding oneindig is of hiertoe nadert. Kleine positiewisselingen van het punt $p$ zouden zodoende de uitkomsten zeer onbetrouwbaar maken. Deze moeilijkheid had ondervangen kunnen worden door niet van de $d/p$- maar van de $p/d$-verhouding uit te gaan. Het zou gewenst zijn zulks te doen bij een hernieuwd onderzoek om bijvoorbeeld nauwkeuriger de samenhang tussen de ligging van het punt $p$ en de leeftijd na te gaan.

Voor de versnellingscurve is in fig. 28 het verband tussen diepe inspiratie en diepe expiratie voor de $\beta/\gamma$-verhouding [7] weergegeven. Wij hebben omdat enkele malen zowel bij diepe inspiratie als bij diepe expiratie bij enige proefpersonen de positie $\beta°$ voorkwam in combinatie met een meetbare verhouding (zie figuur) deze correlatie niet exact berekend.




Figuur 28. Correlatie tussen de $\beta/\gamma$-verhouding bij iedere proefpersoon afzonderlijk respectievelijk gemeten bij diepe inspiratie (DI) en diepe expiratie (DE). Langs de verticale as van de figuur zijn de gebruikte klasse-intervallen aangegeven. $\beta°$ = het hoogste punt van de $\beta$-top valt dichtbij of op de nullijn.

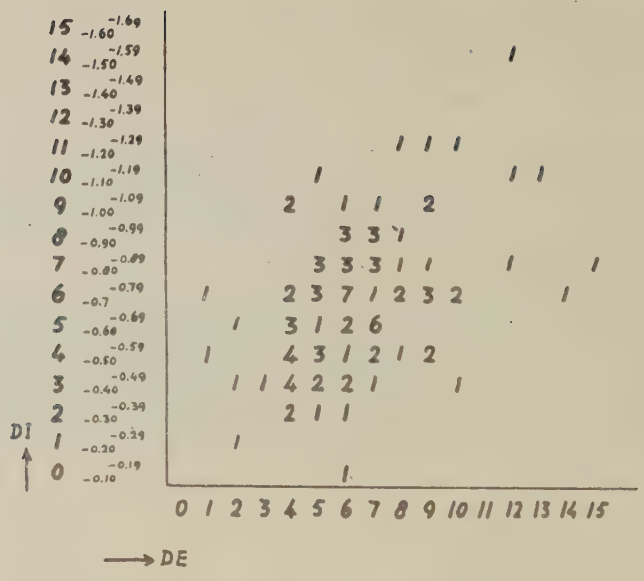
De figuur toont echter wel, dat hier een duidelijk verband aanwezig is. (Het is wel waarschijnlijk, dat de ene sterk „uitschietende" waarde (DI = 2, DE = 12) op een meetfout berust.)

In fig. 29 is hetzelfde voor de $\gamma/\delta$-verhouding [7] weergegeven. De correlatiecoefficient kon hier wel berekend worden en bedroeg:

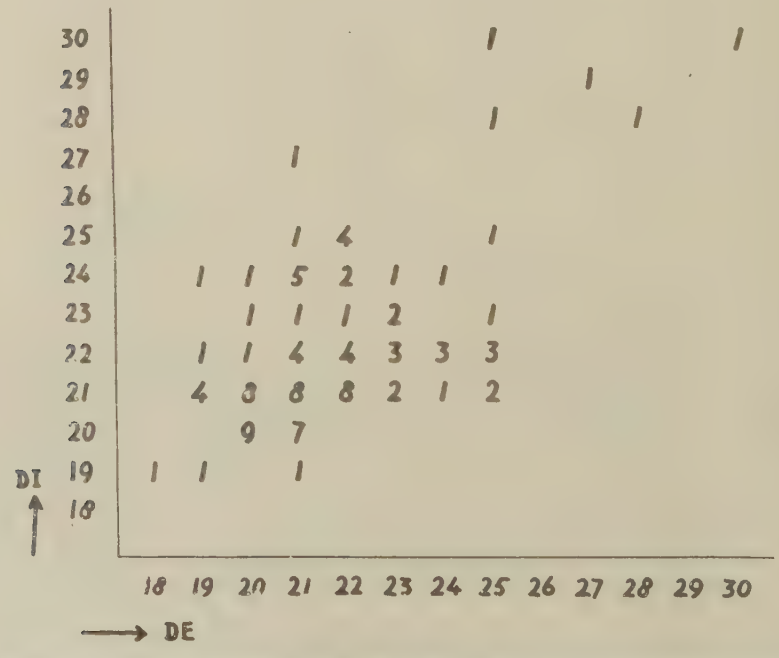
$$r = 0.458^{***} \quad (t = 5.10)$$

Hoewel dit verband zeer significant is en dus niet aan het toeval kan worden toegeschreven, is het niet hoog.

7) De $\beta/\gamma$- en $\gamma/\delta$-verhouding werden alleen ten aanzien van de ademhalingsstand bewerkt.




Figuur 29. Dezelfde correlatie als fig. 28, voor de $\gamma/\delta$-verhouding. Langs de verticale as van de figuur zijn de gebruikte klasse-intervallen aangegeven.




Figuur 30. Dezelfde correlatie als fig. 28, voor de $\delta/e$-verhouding. De cijfers langs de assen van de figuur komen overeen met de klasse-intervallen van de codelijst.

Tenslotte geeft fig. 30 een beeld van het verband bij de $\delta/e$-verhouding. De correlatiecoefficient bedroeg:

$$r = 0.593^{***} \quad (t = 7.29).$$

Hiervoor geldt zij het in geringere mate hetgeen hierboven betreffende de $y/\delta$-verhouding werd gezegd.

Samenvattend kan gezegd worden, dat, de meetnauwkeurigheid in aanmerking genomen, geen duidelijke invloed aangetoond kon worden van de ademhalingsstand op de vorm van het „systolische" deel van de curve.

## § 3. *Discussie*

Wat de nomenclatuur van het ballistocardiogram betreft, dient erop gewezen te worden, dat op dit gebied in de literatuur verwarring is ontstaan. De door STARR aangegeven benamingen der toppen en dalen van de curve, namelijk *H, I, J, K* enz. hebben algemeen ingang gevonden; zoals in Hoofdstuk I § 2 werd uiteengezet is de curve van STARR een vervormde versnellingscurve. NICKERSON, die een curve registreerde, welke, zoals ook door hem werd vermeld, niet representatief is voor versnelling, nam de nomenclatuur van STARR toch over. Eveneens deden dit DOCK en TAUBMAN voor hun methode. Ook gebruikt men voor de afgeleiden van de met deze laatste methode verkregen curve (zie Hoofdstuk I), dat wil zeggen voor de snelheid en versnelling van het over de scheenbenen gelegde balkje STARR's nomenclatuur; weliswaar worden dan soms (ARBEIT 1953) ter verduidelijking de benamingen van indices voor snelheid en versnelling voorzien.

BURGER heeft erop gewezen, dat het echter juister is, de verschillende geregistreerde grootheden met een duidelijk verschillende benaming aan te duiden. De nomenclatuur, door BURGER aangegeven voor de verplaatsingscurve, werd daarom overgenomen met dien verstande, dat het noodzakelijk bleek, deze met de letter *A* uit te breiden, zoals in de voorgaande paragraaph besproken werd. In overleg met hem werd ook de nomenclatuur van de afgeleiden vastgesteld en door ons uitgebreid met de letters $a$ en $\alpha$, $p$ en $\pi$. Het is de vraag, of de benamingen $p$ en $\pi$ wel geheel juist gekozen zijn. Zij werden gegeven aan buigpunten waar een richtingsverandering in de curve begint. Het is echter mogelijk, dat deze punten deel uitmaken van extra-toppen (golven) in de curve, waarvan de grootte sterk afhankelijk kan zijn van de ademhaling. Zou hier sprake zijn van toppen, dan zou het aanbeveling verdienen, de alphabetische volgorde niet te onderbreken, zoals nu gedaan werd om de samenhang met de tweede toon van het phonocardiogram aan te geven.

De keuze van de nomenclatuur der versnellingscurve vereist enige toelichting. Deze benamingen werden gekozen in overeenstemming met het gebruik van de physicus om versnellingen aan te duiden met letters, ontleend aan het Griekse alphabet. Dit zou kunnen suggereren, dat inderdaad zuivere versnelling geregistreerd wordt, hetgeen niet geheel het geval is. Ook bij de methode volgens BURGER is er immers, zij het in geringe mate, een relatieve beweging van het lichaam ten opzichte van de onderlaag. Een beeld van de versnelling wordt daarom slechts bij goede benadering verkregen. Met opzet werd echter de nomenclatuur van STARR niet overgenomen, omdat de mate van vervorming bij STARR's versnellingscurve veel groter is.

Het „systolische" deel van de verplaatsingscurve leent zich door zijn eenvoudige vorm, welke met de ontstaanswijze samenhangt, voor een vrij volledige — zij het nog niet quantitatieve — interpretatie. De vorm van de curve is goed te correleren met anatomische en physiologische gegevens. Door enkele kunstgrepen bij normale proefpersonen (bijvoorbeeld door de curve met opgeslagen armen te registreren) is de juistheid van deze interpretatie in grote lijn langs eenvoudige weg aan te tonen. Dit wordt nog ondersteund door waarnemingen bij patienten, die min of meer als „proefopstelling" kunnen worden beschouwd (arterioveneus aneurysma). Bij de interpretatie van de curve bij afwijkingen in de circulatie kan dan ook, zoals wij in Hoofdstuk IV zullen zien, hierop worden voortgebouwd.

Bij de afgeleiden is een dergelijke eenvoudige interpretatie van het „systolische" gedeelte niet meer mogelijk. Wel kunnen nu scherper dan in de verplaatsingscurve atriumcontractie (vergelijk de waarnemingen bij verlengd *PR*-interval en totaal-blok) begin en einde van de systole (nauwe relatie tussen het hoogste punt van de *b*-top en het punt *p*, respectievelijk het hoogste punt van de *β*-top en het punt *π* met de eerste en tweede toon) in de kromme gelocaliseerd worden. Terwijl HAMILTON e.a. (1945) de *H*-top van de met de hoog-frequente methode verkregen curve uitsluitend aan de isometrische contractie toeschreven, verdedigde NICKERSON (1949), die met de laag-frequente, critisch gedempte methode onder andere patienten met totaal-blok onderzocht, de opvatting, dat de *H*-top (ten naaste bij overeenkomend met de *β*-top bij de methode volgens BURGER), uitsluitend door de atriumcontractie zou worden teweeggebracht. LALLA e.a. (1950), die de hoog-frequente methode toepasten, meenden, dat deze top afhankelijk is zowel van de atriumcontractie als van de isometrische contractie. Onze waarnemingen zijn met deze laatste opvatting wel in overeenstemming. Wij zagen immers *a*-toppen optreden bij verlengde *PR*-tijd, terwijl dan toch 0,05" na het begin van de eerste toon een top *b* in de curve was te vinden. Het is dus aannemelijk, dat onder normale omstandigheden de kleine *a*-top versmolten is met- en een gering aandeel heeft bij de opbouw van de *b*-top. Mutatis mutandis zou een en ander dan ook moeten gelden

voor $\alpha$- en $\beta$-top, wanneer men tenminste de parallel met de door LALLA gebruikte hoog-frequente methode wil doortrekken.

Wij konden een nauwe relatie aantonen tussen het punt $p$ van de snelheidscurve en de tweede toon, en aannemelijk maken, dat het effect van de wisselende splijting van de tweede toon met de ademhaling dan ook in dit deel van de curve haar weerslag moet vinden. In de spaarzame literatuur betreffende de laagfrequente methode werd voor zover ons bekend hierop niet ingegaan. VON WITTERN (zie Hoofdstuk I, § 1 en § 2) wiens methode met die volgens BURGER overeenkomt, besprak uitsluitend de methodiek, en hield zich niet met een gedetaileerde interpretatie van de vorm van de curve bezig. NICKERSON, die om practische redenen (zie Hoofdstuk I, § 1 en § 2) van een gewijzigde laagfrequente methode gebruik maakte, ging niet in op de betekenis van dit punt, hoewel het in de curven weergegeven in zijn publicaties, enkele malen zichtbaar is. Wel werd door HAMILTON e.a. (1945) en TANNENBAUM e.a. (1952) de $L$-top van de met hoog-frequente methode verkregen curve (bij benadering gelijk te stellen met ons punt $\pi$), ook in verband gebracht met de klepsluiting, maar THOMPSON e.a. (1953) en GUBNER e.a. (1953) konden in hun curven geen punt aangeven, dat een duidelijke relatie met de tweede toon vertoonde.

In het algemeen vertoont bij de hoog-frequente methode het tweede gedeelte van het systolische deel van de curve een wisselend beeld, in tegenstelling tot hetgeen de tweede afgeleide bij de methode volgens BURGER laat zien. Het $\epsilon$-$\pi$-$\zeta$-complex is in het laatste geval namelijk zeer constant en geeft een karakteristieke vorm aan de curve omdat bij normale proefpersonen dit complex vrijwel geheel onder de nullijn gelegen is. Het ligt voor de hand, de bovengenoemde verschilpunten toe te schrijven aan de invloed van de aard van de binding tussen lichaam en onderlaag (zie Hoofdstuk I, § 2), welke bij de gebruikelijke hoog-frequente methode tot vervorming van de curve leidt; afhankelijk van de ontwikkeling van de subcutane weefsels der proefpersonen zal deze vervorming nu eens groot, dan eens klein zijn. In dit verband wordt het begrijpelijk, dat PIERCE e.a. (1953), welke weliswaar de methode-Dock gebruiken, maar de onderlaag wijzigen, waardoor de relatieve beweging minder wordt, weer wel een goede correlatie vinden, nu tussen $L$-top en incisuur van de carotis-pols.

Het begin van de versnellingscurve, met name de ligging van het hoogste punt van de $\beta$-top, vertoont niet dergelijke grote verschillen met het hoogste punt van de $H$-top van de met hoog-frequente methoden verkregen curven. Dit is misschien te verklaren uit het feit, dat met deze methoden in het begin van de systole het lichaam ten opzichte van de ballistocardiograaph ongeveer in rust.is. De „eerste" beweging van het lichaam zal nu door het apparaat redelijk goed weergegeven worden. Direct hierna ontstaat de relatieve beweging, zodat in het deel van de curve, dat na het punt $H$ wordt geschreven, een grote vertekening zowel in hoogte als tijd te verwachten is.

Uit de statistische bewerking van de door ons gekozen tijdsrelaties en verhoudingen tussen toppen en dalen van het „systolische" deel van de curve, kunnen reeds enige belangrijke conclusies getrokken worden, die goed in overeenstemming te brengen zijn met de ontstaanswijze van de curve. Deze conclusies hebben betrekking op het verband tussen punten in de curve en begin en einde van de systole, de invloed van de leeftijd op vorm en tijdsrelatie van de curve en de invloed van de ademhalingsstand op de curve-vorm.

De reeds vermoede nauwe samenhang tussen eerste toon en het hoogste punt van de *b*-top van de snelheids-, respectievelijk het hoogste punt van de $\beta$-top van de versnellingscurve en tussen de tweede toon en het punt *p* van de snelheids- respectievelijk het punt $\pi$ van de versnellingscurve, kon statistisch overtuigend worden aangetoond.

De variatie-breedte van het normale ballistocardiogram bleek voor een groot deel met de leeftijd samen te hangen. Daarnaast werd gevonden, dat er ook tussen mannen en vrouwen, onafhankelijk van de leeftijd, verschillen te vinden zijn. In hoeverre de lichaamsbouw dit sexeverschil zou kunnen verklaren blijft een open vraag. Het door ons bewerkte materiaal was voor een analyse hiervan te klein. Bij statistische bewerking van een groter aantal proefpersonen om dit nader te ontwarren zou het wellicht van belang zijn, kleinere leeftijdsklassen te kiezen dan nu het geval was en bovendien het lichaamsoppervlak bij de bewerking te betrekken. Door dit laatste is samen met het gewicht de lichaamsbouw tot op zekere hoogte te karakteriseren.

De ouderdomsveranderingen kunnen ten dele door toename van de polsgolfsnelheid verklaard worden. Dit geldt met name voor de *QC*-tijd, en werd alleen voor de vrouwen in de hogere leeftijdsklassen gevonden. Bij de *cd*-tijd wordt de verkorting veroorzaakt door het verschil in spreiding der gemeten waarden tussen de lagere en hogere leeftijdsklassen (zie Tabel VI § 2 van dit hoofdstuk). Er komt met andere woorden in de hogere leeftijdsklassen een klein aantal proefpersonen voor, waarvan de *cd*-tijd over een vrij groot tijdstraject een lage waarde heeft. Zeer waarschijnlijk betrof het hier dus proefpersonen, waarvan het vaatstelsel in ernstiger mate sclerotisch was dan bij de overige proefpersonen in deze groep. Het zou daarom aanbeveling verdienen, het ballistocardiographisch onderzoek te combineren met een onderzoek naar de polsgolfsnelheid. Langs deze weg zou het wellicht mogelijk zijn, uit te maken, op welke wijze de „vaatleeftijd" op de meest exacte wijze bepaald kan worden.

Eveneens met toename van de polsgolfsnelheid is de vondst in overeenstemming te brengen, dat het punt *p* in de hogere leeftijdsklassen vaak onder de nullijn ligt. Het punt *p*, dat het einde van de systole markeert, heeft immers een vaste plaats in de curve, onafhankelijk van de snelheid van de polsgolf (vergelijk de hoge correlatie tussen *bp*-tijd en het tijdsverloop tussen eerste en tweede toon). Neemt de snelheid

van de polsgolf toe, dan komt het punt *p* in de curve, die dan in een kortere tijd geschreven wordt, dichter bij, op, of onder de nullijn te liggen. Ook de ligging van het punt *p* zou wellicht op gelijke wijze als de *cd*-tijd voor de bepaling van de „vaat-leeftijd" benut kunnen worden.

Terwijl aangetoond kon worden, dat *QC*- en *cd*-tijd in de hogere leeftijdsklassen verkort zijn, werden geen significante verschillen tussen de leeftijdsgroepen gevonden voor *bp*- en *βπ*-tijd. Dit is begrijpelijk, wanneer men bedenkt, dat beide eerstgenoemde tijdsintervallen samenhangen met de polsgolfsnelheid, die wel, en beide laatstgenoemde tijdsintervallen samenhangen met de duur van de systole, die in veel geringere mate afhankelijk is van de leeftijd.

Waarom ook de *Q*3-tijd een dergelijke opvallend geringe spreiding vertoont, is niet duidelijk; de nauwkeurige betekenis van het 3-dal, dat in de diastole valt, is niet bekend.

Een afname in diepte of een bijna verdwijnen van het *C*-dal werd vooral bij vrouwen, en ook, maar minder constant bij mannen in de hogere leeftijdsklassen gevonden. Een verklaring hiervoor kan gevonden worden in het karakter van de verplaatsingscurve als kromme van resultanten. Men dient dan aan te nemen, dat atriumcontractie, isometrische contractie en de phase van de klepopening, welke de grootte en vorm van de *B*-top — een naar boven gerichte uitslag — bepalen, wat tijdsrelatie en grootte betreft, geen of weinig invloed van de leeftijd zouden ondervinden. Het *C*-dal — een naar beneden gerichte uitslag — zou nu onder invloed van de polsgolfsnelheid in kortere tijd geschreven worden, zodat als resultante schijnbaar een klein of geen *C*-dal ontstaat. Belangwekkend in verband met de hierboven besproken afname of verdwijning van het *C*-dal, is de verwachting, reeds door Henderson (1905) uitgesproken, dat „an exaggeration of the headward systolic recoil (d.i. de *D*-top) and a diminution in the preceding feetward recoil (d.i. het *C*-dal) should appear when the elasticity of the aorta is below normal, while the reverse should occur when there is an aneurysm of the aortic arch." De gronden, waarop Henderson deze verwachting baseerde, zijn echter niet geheel duidelijk. Een uiteenzetting hieromtrent in een latere publicatie die hij aankondigde is achterwege gebleven.

Een eenvoudige verklaring voor het vastgestelde verschijnsel, dat *d*-top en *e*-dal, respectievelijk, *δ*-top en *ε*-dal, elkaar op hogere leeftijd in grootte gaan naderen, is wegens onbekendheid van de nauwkeurige betekenis van deze toppen en dalen niet te geven.

De invloed van de ademhaling op het gebruikelijke hoog-frequente ballistocardiogram is het onderwerp van talrijke onderzoekingen geweest (zie de overzichten van Gubner e.a., Scarborough e.a., Brown e.a.). Hierbij worden gewoonlijk de gevonden veranderingen toegeschreven aan wisselingen in slagvolume onder invloed van de

ademhaling. De beschrijving van veranderingen in de absolute afmetingen van toppen en dalen van de curve staat hierbij op de voorgrond, zonder dat van principiële vormverandering sprake is. Sommigen (Brown en Lalla (1952, methode-Starr), menen echter wel een principiële vormverandering te moeten aannemen. Dit kon door ons niet bevestigd worden bij het nagaan van de correlatie tussen de bij iedere proefpersoon afzonderlijk gemeten waarden voor de verhoudingen tussen toppen en dalen van het „systolische" deel van de curve bij respectievelijk diepe inspiratie en diepe expiratie.

Zowel de verplaatsingscurve als haar afgeleiden veranderen niet principieel van vorm onder invloed van de ademhaling. Dit is begrijpelijk, wanneer men bedenkt, dat de inwendige krachten, die de vorm van het ballistocardiogram bepalen, vectoren zijn (Reissmann 1953 ). Dit wil zeggen, dat zij behalve door amplitude ook door richting gekarakteriseerd zijn. Van de totale reactieve kracht wordt in het longitudinale ballistocardiogram slechts de longitudinale component geregistreerd. De grootte hiervan wordt dus bepaald door de hoek tussen de vector en de richting waarin geregistreerd wordt. Onder invloed van de ademhaling kan de richting van de inwendige kracht en dus ook de grootte van de longitudinale component veranderen, waarbij de vorm van de kromme onveranderd blijft. Hierop is waarschijnlijk voor een groot deel de invloed terug te voeren van de ademhaling op de absolute hoogte der toppen en dalen van de curve. Tevens volgt hieruit, dat het niet noodzakelijk is, dat hoogteverandering onder invloed van de ademhaling representatief behoeft te zijn voor verandering van slagvolume. Pas bij anatomische veranderingen worden principiële vormveranderingen in de curve waargenomen, zoals in Hoofdstuk IV nader besproken zal worden.

Uit bovenstaande gedachtengang en uit hetgeen in feite werd aangetoond mag de conclusie getrokken worden, dat de vorm van het ballistocardiogram primair door de anatomische bouw van het hartvaatstelsel bepaald wordt.

Het is mogelijk, dat de door Brown en Lalla waargenomen vervorming van het hoog-frequente ballistocardiogram toe te schrijven is aan de aard van de binding tussen lichaam en onderlaag, welke bij hun methode mede van de phase van de ademhaling afhankelijk kan zijn.

## Hoofdstuk IV

# HET BALLISTOCARDIOGRAM BIJ ENKELE AANDOENINGEN VAN HET HART EN DE GROTE VATEN

Bij de bespreking van het ballistocardiogram van normale proefpersonen kwam naar voren, dat reeds bij een bewerking van een beperkt aantal punten van de curve statistisch-significante afwijkingen gevonden konden worden tussen proefpersonen uit de hogere en lagere leeftijdsklassen.

Om nu de afwijkingen bij degeneratieve aandoeningen van het hart en/of de kransslagaderen enigermate te kunnen waarderen zouden zo nauwkeurig mogelijk de normen voor het ballistocardiogram op de „coronaire" leeftijd vastgelegd moeten worden. Het zou hiervoor noodzakelijk zijn bijvoorbeeld een groot aantal curven van normale proefpersonen in de hogere leeftijdsklassen statistisch te bewerken. Dit viel buiten het bestek van ons onderzoek. Het ballistocardiogram bij patienten met degeneratieve aandoeningen van het hart en/of de kransslagaderen zal daarom niet worden besproken. Wij zullen ons in hoofdzaak beperken tot die aandoeningen, waarbij mechanische belemmering van de bloedstroom op de voorgrond staat.

Achtereenvolgens zal het beeld van de curve beschreven worden bij de volgende groepen afwijkingen:

1) afwijkingen van aorta en grote lichaamsslagaderen.
2) afwijkingen van het hart en/of de longcirculatie.

Zoveel mogelijk zullen bij de daarvoor in aanmerking komende aandoeningen prae- en postoperatieve beelden met elkaar vergeleken worden. In tabel XIII zijn de gemeten tijdsrelaties en -verhoudingen van de afgebeelde curven samengevat.

### § 1. *Afwijkingen van aortakleppen, aorta en grote lichaamsslagaderen*

Het ballistocardiographische beeld bij de verschillende aorta-aandoeningen zal zoveel mogelijk behandeld worden volgens de localisatie van oorsprong tot peripherie. Volledige of gedeeltelijke afsluitingen staan hierbij op de voorgrond.

a) Aortaklep-stenose

De klinische diagnose werd bij deze aandoening gesteld op grond van de elders (Elsbach 1954) beschreven criteria gangbaar in de Leidse afdeling voor Cardiologie. Onderzocht werden 14 mannen en 3 vrouwen met ongecompliceerde aortaklep-stenose, waarvan de leeftijd varieerde van 12 tot 60 jaar.

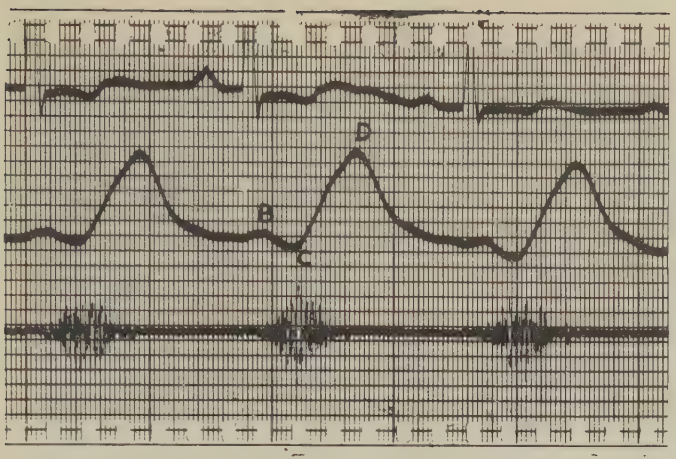
In de verplaatsingscurve worden behoudens een matige vertraging, waarmee soms het hoogste punt van de *D*-top wordt bereikt ten opzichte van de tweede toon, in het algemeen geen duidelijke afwijkingen gevonden; wel steeds in de afgeleiden.

In fig. 31a is de verplaatsingscurve, in fig. 31b de snelheidscurve van éénzelfde patient, leidende aan aortaklep-stenose, als voorbeeld weergegeven. Uit laatstgenoemde figuur is af te lezen, dat vergeleken met curven van normale proefpersonen het punt *p* ten opzichte van de nullijn op gelijk niveau of zelfs hoger ligt dan het hoogste punt van de *d*-top. Hierdoor is het mogelijk, dat het traject *d-p* „plateau"-vormig kan worden, hetgeen meerdere malen werd waargenomen. De snelheid van het lichaam blijft dus in het tweede gedeelte van de uitdrijving tot het einde hiervan op een hoger niveau gehandhaafd dan onder normale omstandigheden het geval is. Een verklaring hiervoor is te vinden in het feit, dat het slagvolume in nagenoeg dezelfde tijd als onder normale omstandigheden door het vernauwde ostium gedreven wordt, hetgeen met een grotere nagenoeg constante snelheid gepaard moet gaan, die tot het einde van de systole aanhoudt.

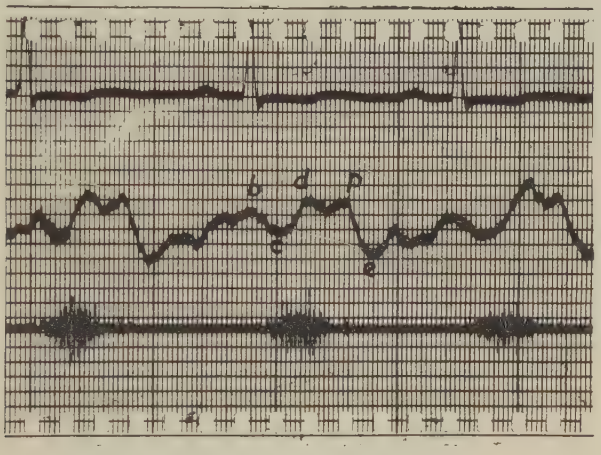
Ook de versnellingscurve (fig. 31c) vertoont veranderingen en wel in die zin, dat het *e*-dal minder goed gevormd is. Bovendien is er een sterk uitgesproken *y*-dal.

Het is uiteraard mogelijk, de karakteristieke afwijkingen, welke in snelheids- en versnellingscurve gevonden worden, voor de diagnostiek te benutten. Wij waren in de gelegenheid om ook in negatieve zin deze diagnostische waarde te kunnen bevestigen. Het betrof een patiente van 20 jaar, bij wie op klinische gronden het bestaan van een aortaklepstenose moest worden aangenomen. Het ballistocardiogram wees echter niet in deze richting (fig. 32). Bij catheterisatie vanuit de arteria brachialis gelukte het, een terugtrekcurve te registreren van linker kamer naar aorta, waarbij geen drukverschil gevonden kon worden, hetgeen het bestaan van een aortaklep-stenose uitsloot.

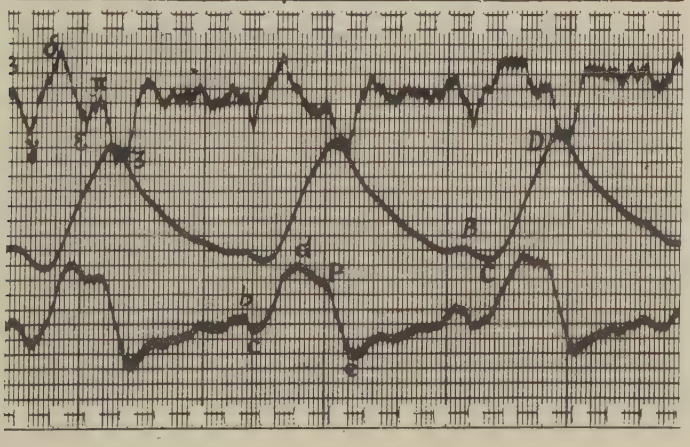
Bij de 10 gevallen (8 mannen, 2 vrouwen), waarbij naast aortaklepstenose ook aortaklep-insufficientie bestond, werden bij het merendeel (6 patienten), waarbij auscultatoir de insufficientie op de voorgrond stond, noch in de snelheids- noch in de versnellingscurve de hierboven beschreven afwijkingen teruggevonden. Bij overwegen van de stenose (4 patienten) werden deze afwijkingen wel gezien. Fig. 33 is de curve van een dergelijke patiente, bij wie de stenose overwoog, terwijl fig. 34 van een 63-jarige patient met dezelfde aandoening demonstreert, hoe de snelheidscurve geen, maar de versnellingscurve wel een ernstige verandering vertoont. Het is aannemelijk, dat deze laatste curve — de leeftijd in aanmerking genomen — èn door ouderdomsveranderingen èn door het klepgebrek vervormd is, waardoor een atypisch beeld ontstaat.



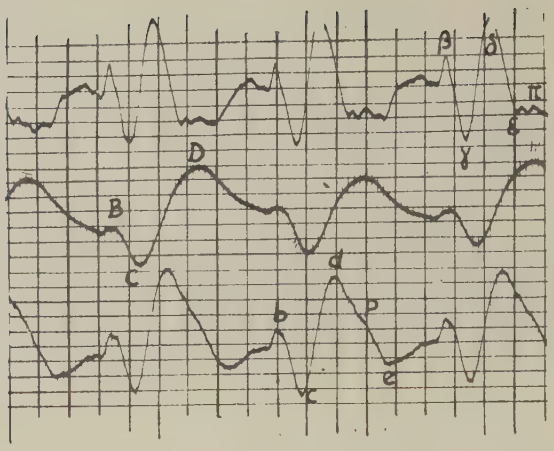

Figuur 31a. Verplaatsingscurve van pat. L.M. 17 jaar. Aortaklep-stenose. Systolische souffle (gr.4), maximaal tweede intercostale ruimte, rechter sternum rand met fremissement. Carotis-galop. Bloeddruk (intra-arterieel): 96/65mm.Hg. Electrocardiogram: linksbelasting. Angiocardiogram: verwijde aorta ascendens.



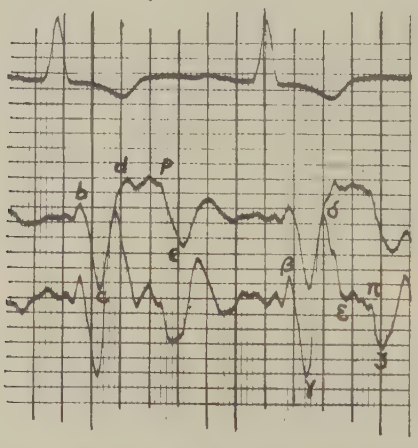

Figuur 31b. Snelheidscurve van dezelfde pat., als fig. 31a.



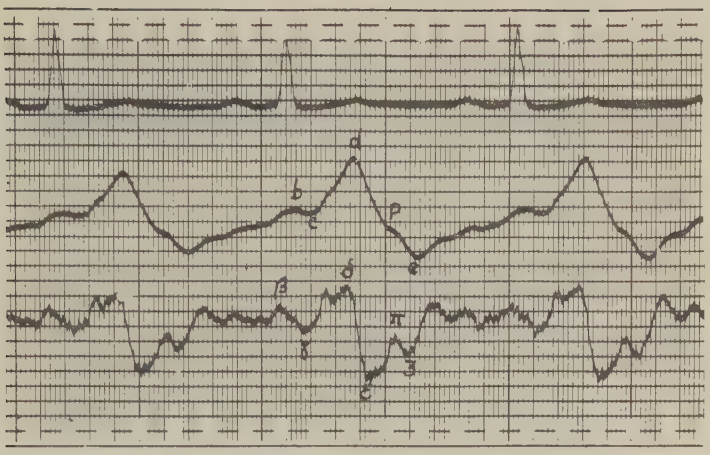

Figuur 31c. Van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve van dezelfde pat. als fig. 31a.




Figuur 32. Van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings-, en snelheidscurve van pat.e J.G.D., 20 jaar. Mitralisinsufficientie; cor triatriatum? Ingewikkeld klinisch beeld. Zoals meerdere malen bij mitralis-insufficientie het geval is, werd aanvankelijk vermoed, dat hier van een aortaklep-stenose sprake was. Systolische souffle (gr.3–4), maximaal aan de punt en derde intercostale ruimte rechts met fremissement; geen carotis-galop. Bloeddruk: 115/70. Electrocardiogram: beginnende linksbelasting. Röntgenologisch: expansieve pulsaties van linker hilus. Vergrote linker ventrikel.




Figuur 33. Snelheids-, (in het midden) en versnellingscurve van pat.e G.D.I.M.- A., 28 jaar. Aortaklep-stenose en -insufficientie. Systolische souffle (gr.3), maximaal tweede intercostale ruimte rechts, met fremissement; carotis-galop. Protodiastolische souffle (gr.1) op punt van Erb. Bloeddruk 120/80. Electrocardiogram: linksbelasting. Röntgenologisch: vergrote linker ventrikel.



Figuur 34. Snelheids- en versnellingscurve van pat. N.A., 63 jaar. Aortaklep-stenose en -insufficientie. Genezen subacute bacteriele endocarditis (verwekker streptococcus viridans). Systolische souffle (gr.2—3) maximaal tweede intercostale ruimte rechts, rechter sternum rand; carotis-galop. Protodiastolische souffle (gr.2) op punt van Erb. Bloeddruk 115/70. Electrocardiogram: linksbelasting. Röntgenologisch: vergrote linker ventrikel.

Samenvattend kan gezegd worden, dat bij de onderzochte patienten, lijdende aan aortaklep-stenose, in alle gevallen karakteristieke afwijkingen werden gezien. Een karakteristiek ballistocardiogram verleent dus grote steun aan de diagnose. Een normale curve pleit hier sterk tegen. Is de aandoening met aortaklep-insufficientie verwikkeld, dan pleit een normale curve geenszins tegen de diagnose, maar een afwijkende curve verleent hieraan grote steun. Bovendien wijst het voorkomen van ballistocardiographische afwijkingen dan op een overwegen van de stenose.

Bij de 6 gevallen (5 mannen en 1 vrouw), waarbij auscultatoir een vrijwel zuivere aorta-insufficientie bestond, werden geen duidelijke afwijkingen gevonden met uitzondering van één geval. In dit laatste geval (fig. 35) vertoont de verplaatsingscurve (niet afgebeeld) geen bijzonderheden, maar zijn in het proto-diastolische deel van de eerste afgeleide een groot aantal snelheidswisselingen zichtbaar, waarmee een nog duidelijker beeld van versnellingsveranderingen in de tweede afgeleide overeenkomt. Het is van belang, dat dit geval, blijkens auscultatie, grootte van de polsdruk, electrocardiographische en Rontgenologische afwijkingen de ernstigste graad van aorta-insufficientie in deze kleine reeks vertoonde. In principe is het dus mogelijk, het mechanische equivalent van hetgeen wij als proto-diastolische souffle horen te registreren. Theoretisch zou men bij aorta-insufficientie in de diastole een effect van de dan ten naaste bij caudaal gerichte massaverplaatsing mogen verwachten in de vorm van een craniaal-gerichte lichaamsver-

plaatsing, een top dus in het „diastolische" deel van het verplaatsingsballistocardiogram. Een verklaring voor het ontbreken hiervan bij een geringe of matige aorta-insufficientie kan ons inziens gezocht worden in het feit, dat de massaverplaatsing in dit geval slechts over een geringe afstand tot stand komt. Bij de beschouwing betreffende de invloed van de longcirculatie op de vorm van het normale ballistocardiogram kwam reeds de betekenis van de afstand, waarover zich een massaverplaatsing voltrekt, ter sprake.

Bij een patient met een zeer zeldzame vorm van ernstige regurgitatie, namelijk door ruptuur van een sinus valsalvae naar het rechter atrium (Venning 1951) werden in de verplaatsingscurve wel afwijkingen gezien.

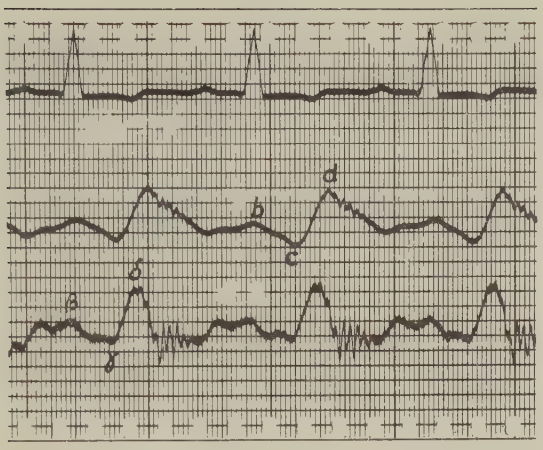
Het betrof hier een 23-jarige man met een subacute bacteriele endocarditis (verwekker streptococcus faecalis), waarbij geen enkel aanknopingspunt voor een praeexistent klepgebiek gevonden kon worden. Bloeddruk 140/40-0. Auscultatie: systolisch-diastolisch geruis (graad 4) met frémissement, maximaal in de vierde intercostale ruimte links van het sternum. De diastolische component van het geruis had een opvallend ruw karakter. Rontgenologisch mitralis-configuratie en geringe hilus-pulsaties. Electrocardiographisch ontwikkelde zich het beeld van een incompleet rechter bundeltakblok. Hoewel de endocarditis effectief bestreden kon worden, overleed de patient binnen een half jaar na de eerste opname onder het beeld van insufficientie van het rechter hart. Bij obductie bleek een idiopathisch aneurysma van de rechter sinus Valsalvae in het rechter atrium geperforeerd te zijn.

Het ballistocardiogram (fig. 36), in de periode van beginnende insufficientia cordis geregistreerd, vertoonde behalve een extra-top in de verplaatsingscurve nog enkele bijzonderheden. De amplitude van de curve was opvallend gering. Men zou dit kunnen toeschrijven aan het feit, dat een groot deel van het slagvolume van de linker kamer in de longcirculatie recirculeerde. Daarnaast is het evenwel mogelijk, dat de insufficientia cordis mede de kleine amplitude veroorzaakte. De vormveranderingen van de curve zouden, zoals nog besproken zal worden, verband kunnen houden met de wijze en mate van recirculatie via het rechter atrium.

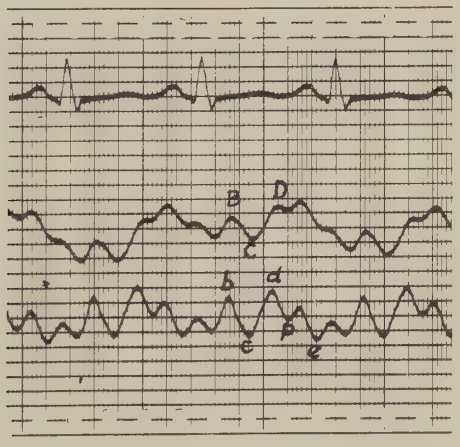
b) Coarctatio aortae

De diagnose werd in deze gevallen gesteld bij het vinden van een hypertensie aan de armen, met hypotensie aan de benen, sterk verminderde of ontbrekende pulsaties van de arteriae femorales en voelbare pulsaties van collaterale vaten langs de thoraxwand. Röntgenologisch was de aortaknop in de regel afwezig of althans weinig uitgesproken; de arteria subclavia was gewoonlijk verwijd en de oesophagus vertoonde een impressie door de verwijding van het post-stenotische deel van de aorta. Om de karakteristiek gedempte vorm van de arteria femoraliscurve aan te tonen werd intraärterieel de bloeddruk vergelijkenderwijs in arteria brachialis en femoralis geregistreerd. Bovendien werd hetzij een aortographie verricht vanuit een arteria brachialis hetzij een intraveneus angiocardiogram gemaakt.

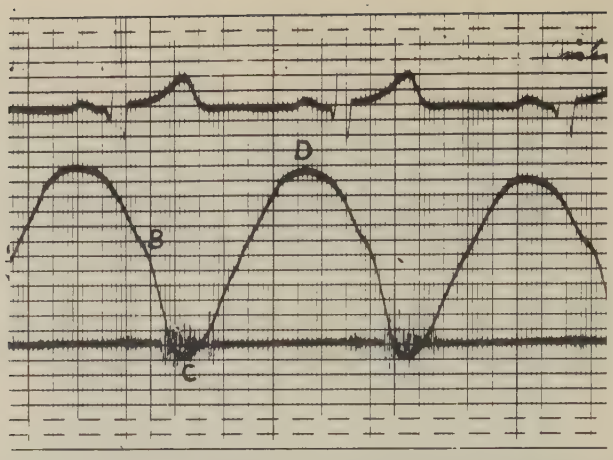
Bij deze volledige of gedeeltelijke aorta-afsluiting werd steeds een karakteristiek beeld gevonden. Onderzocht werden 30 patienten (23



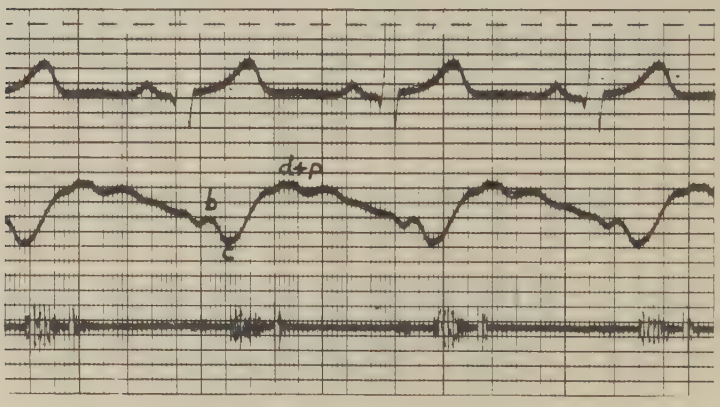

Figuur 35. Snelheids- en versnellingscurve van pat. J.v.W., 17 jaar. Aortaklep-insufficientie. Protodiastolische souffle (gr.3–4) op punt van Erb en aorta. Bloeddruk: 130/40-0. Electrocardiogram: linksbelasting. Röntgenologisch: vergrote linker ventrikel.



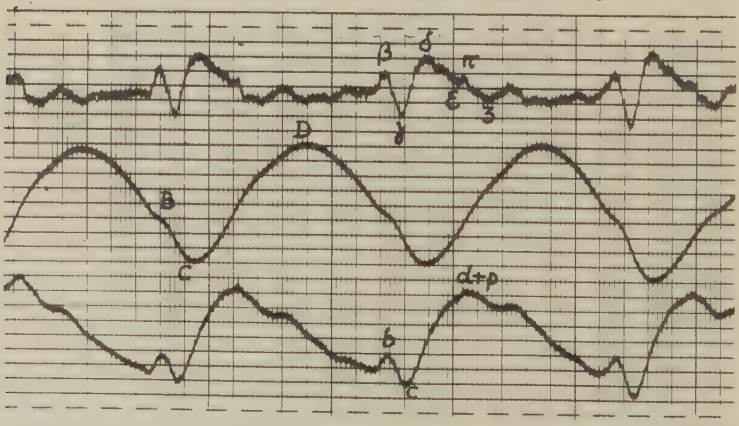

Figuur 36. Verplaatsings- en snelheidscurve van pat. J.H.M.de G., 24 jaar. Ruptuur van idiopathisch aneurysma van rechter sinus Valsalvae naar rechter atrium (autopsie); subacute bacteriele endocarditis. Systolische souffle (gr.3), verdubbelde tweede toon, luid ruw diastolisch geruis (gr.4) aan de punt en op punt van Erb, met fremissement; mesosystolische toon tweede intercostale ruimte links, linker sternum rand. Bloeddruk: 150/0. Electrocardiogram: incompleet rechter bundeltakblok. Röntgenologisch: prominente pulmonalisboog, vergrote rechter ventrikel, geringe hilus-pulsaties.




Figuur 37a. Pat. D.K., 17 jaar. Coarctatio aortae. Systolische souffle (gr.2–3) linker sternum rand. Op de rug links ter hoogte van Thorac.VI systolische souffle (gr.2). Bloeddruk (intra-arterieel): art.brach.dextra: 170/80mm.Hg., art. fem.dextra: 90/70mm.Hg. Electrocardiogram: normaal. Röntgenologisch: weinig ontwikkelde aortaknop, geringe poststenotische impressie van oesophagus, ribusuren.




Figuur 37b. Snelheidscurve van dezelfde pat. als fig. 37a.




Figuur 37c. Van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve van dezelfde pat. als fig. 37a.

mannen en 7 vrouwen), waarvan de leeftijd varieerde van 10 tot 37 jaar.

Fig. 37a is een voorbeeld van een verplaatsingscurve bij deze aandoening. In twee opzichten is de curve veranderd: het *C*-dal is zeer diep ten opzichte van de totale *CD*-hoogte en het punt *D* wordt met grote vertraging bereikt ten opzichte van de *T*-top van het electrocardiogram en de tweede toon. Het diepe *C*-dal wordt gevormd doordat bij het begin van de uitdrijving een relatief-grote craniaal gerichte massaverplaatsing tot stand komt; de normaliter gelijktijdig optredende afvloed uit de aorta komt nu immers slechts geleidelijk tot stand. Dit laatste verklaart bovengenoemde vertraging: het bloed moet zich naar de gebieden distaal van de coarctatie een weg zoeken via collateralen, die sterk gekronkeld zijn en langs wegen van verschillende afstand via een omweg de aorta descendens of de onderste lichaamshelft bereiken. Deze collateralen bezitten vergeleken met de aorta een gering kaliber. Zoals werd opgemerkt bij de bespreking van het normale ballistocardiogram is bij een kleine vaat-doorsnede de massaverplaatsing naar verhouding gering en verloopt deze in een dergelijk vat gelijkmatig.

In de snelheidscurve (fig. 37b) vallen het hoogste punt van de *d*-top en het punt *p* meestal samen of volgen elkaar op korte afstand. Van een plotselinge snelheidsafname, zoals bij normale proefpersonen het geval is, is hierna geen sprake. Wordt een *e*-dal gevormd, dan bevindt zich dit toch vrijwel steeds boven de nullijn. De snelheid neemt vervolgens geleidelijk af tot even voor het punt *b* van de volgende hartslag.

Voor de versnellingscurve tenslotte (fig. 37c) is karakteristiek, dat het $\epsilon$-dal vrijwel verdwenen is en dat het punt $\pi$ zich steeds boven of op de nullijn bevindt. De verhouding $\delta/\epsilon$ is dan ook steeds positief.

Wanneer men het gehele beeld van de curve overziet kan dit aldus samengevat worden: de eerste afgeleide bij coarctatie vertoont in vorm en tijdsrelatie zeer grote gelijkenis met de normale verplaatsingscurve en de tweede afgeleide vertoont op gelijke wijze zeer grote gelijkenis met de normale eerste afgeleide. Door het bestaan van de coarctatie krijgt de curve een vorm alsof een integratie heeft plaats gehad.

Bij 10 gevallen was de coarctatie verwikkeld met een ander hartgebrek, en wel als volgt verdeeld:
4 gevallen, waarbij tevens een aortaklep-stenose werd gevonden (in 1 geval werd een klepcalcificatie aangetoond); 3 gevallen met een aortavitium, overwegend aorta-insufficientie; 1 geval met een atriumseptumdefect (bij hartcatherisatie Cournand 1941) bevestigd); 1 geval met een ventrikelseptum-defect, met shunt-omkering (bij hartcatheterisatie bevestigd); 1 geval met een mitralisstenose (bij hartcatheterisatie en bij operatie bevestigd).
In alle gevallen was in het ballistocardiogram het beeld, zoals dit bij de coarctatie wordt gevonden, bewaard gebleven. In het bijzonder vertoonde de verplaatsingscurve de karakteristieke afwijkingen.

Drie van de vier gevallen verwikkeld met een aortaklep-stenose vertoonden bovendien „plateau"-vorming in de snelheidscurve, zoals voor deze aandoening werd beschreven (een voorbeeld hiervan is in fig. 38 weergegeven). Echter ook in drie gevallen, waarbij geen aortaklep-stenose werd gevonden, waren toch gelijksoortige afwijkingen in de snelheidscurve te zien. In één van deze gevallen, met een karakteristieke carotis-galop en carotis-polscurve was aanvankelijk ook een aortaklep-stenose gediagnostiseerd (het ballistocardiogram is in fig. 39 weergegeven). Bij aortographie kon ook bij deze patient een terugtrekcurve van linker kamer naar aorta geregistreerd worden, waarbij geen drukverval werd gevonden, hetgeen een aortaklep-stenose uitsloot. Zelfs in samenhang met het klinische beeld beschouwd dient dus voorzichtigheid bij de waardering van het pathologische ballistocardiogram betracht te worden. Hetzelfde voorbehoud dient echter blijkbaar ook gemaakt te worden bij de interpretatie van de polscurve.

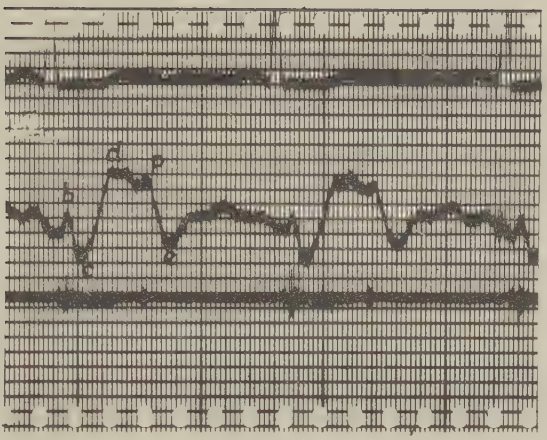
Bij de drie gevallen, waar behalve coarctatio aortae ook een geringe of matige aortaklep-insufficientie bestond (fig. 40 is hiervan een voorbeeld) werden in de curve geen aanknopingspunten gevonden voor dit laatste klepgebrek. Dit is in overeenstemming met hetgeen hierboven werd beschreven bij vijf van de zes gevallen van zuivere aortaklep-insufficientie.

In diagnostisch opzicht was het ballistocardiogram van betekenis in het geval, waarbij een ventrikelseptum-defect met shuntomkering verwikkeld was met een coarctatie. In het klinische beeld stonden de pulmonale hypertensie en cyanose op de voorgrond. Het ballistocardiogram (fig. 41a, b en c) kon nu steun verlenen bij het aantonen van de bovendien bestaande coarctatie.

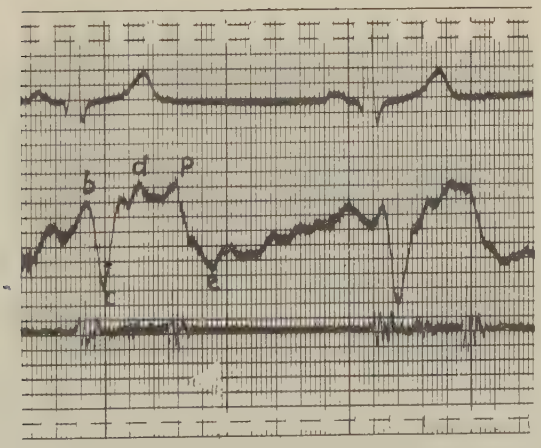
19 patienten (13 mannen en 6 vrouwen) werden vanaf enkele weken tot anderhalf jaar na resectie van de coarctatie opnieuw onderzocht.*) Een karakteristiek voorbeeld van de veranderingen, welke hierna in de curve optreden, is in fig. 42a-f weergegeven. De curven van fig. 42a en b zijn voor de operatie, die van fig. 42c en d en 42e en f zijn respectievelijk één maand en zes maanden na de operatie geregistreerd. Een geleidelijke terugkeer — in overeenstemming met de leeftijd van de patient — tot het normale beeld is hierbij waarneembaar. Eén maand na de operatie is het *C*-dal nog diep en de *D*-top sterk verbreed. In de snelheidscurve echter begint zich reeds een *e*-dal te vormen. In de versnellingscurve is nog niet de normale configuratie te herkennen. Zes maanden na de operatie is het beeld aanzienlijk normaler geworden. Niet alleen is de diepte van het *C*-dal sterk teruggegaan, maar ook is de *D*-top nu veel spitser. In de snelheidscurve is de *d*-top ten opzichte van het electrocardiogram duidelijk naar links verschoven, en is het punt *p* op de normale plaats te herkennen. In overeenstemming hiermee vertoont de versnellingscurve de normale *e-n-j*-configuratie. De beschreven vormveranderingen van de curve, in het bijzonder van de snel-



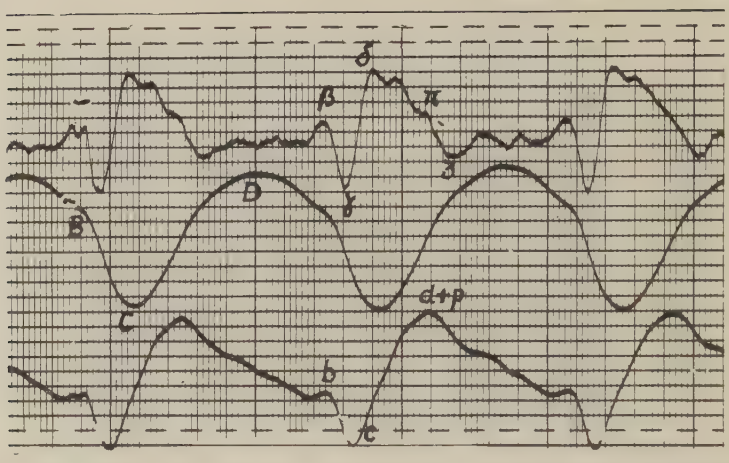
*) Alle patienten, waarvan prae- en post-operatieve ballistocardiogrammen worden besproken, werden door Prof. BROM geopereerd.



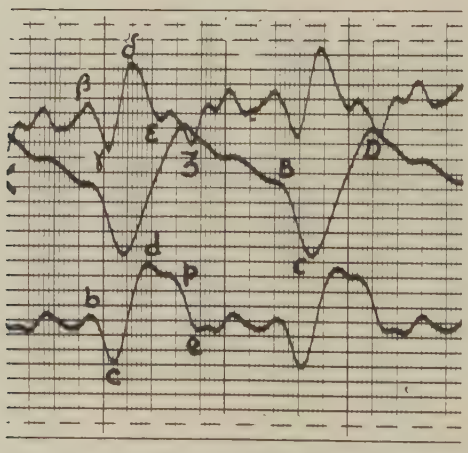
Figuur 38. Snelheidscurve van pat. H.B. 37 jaar. Aortaklep-stenose + coarctatio aortae. Systolische souffle, maximaal aan de punt (gr.3–4) en tweede intercostale ruimte rechts, rechter sternumrand met fremissement. Carotis-galop. Bloeddruk 110/80. Electrocardiogram: linksbelasting. Röntgenologisch: aortaklep-calcificatie, poststenotische impressie van oesophagus.



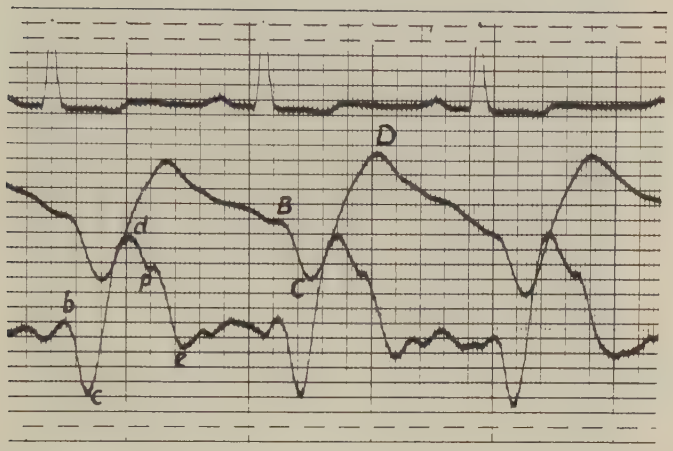

Figuur 39. Snelheidscurve van pat. H.M.P. 23 jaar. Coarctatio aotrae. Systolische souffle (gr.2) aan de basis en langs linker sternumrand. Op de rug links ter hoogte van Thorac. II-III: systolische souffle (gr.3). Carotis-galop. Bloeddruk (intra-arterieel): art.brach.dextra 158/100mm.Hg., art.fem.dextra: 96/80 mm.Hg., Electrocardiogram: linksbelasting. Röntgenologisch: kleine aortaknop, poststenotische impressie van oesophagus.



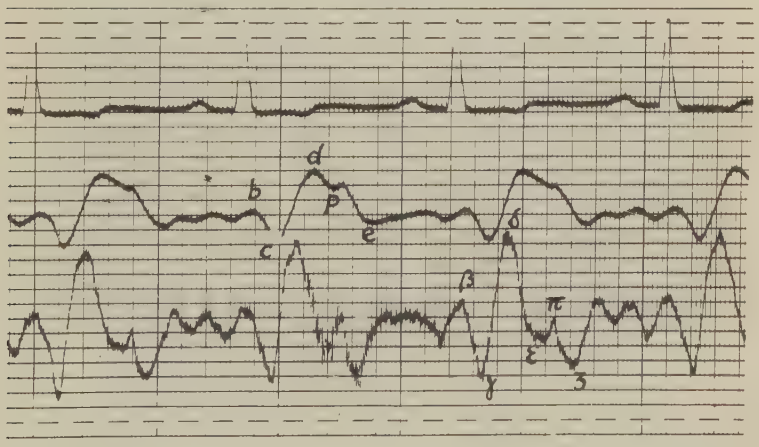

Figuur 40a. Van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve van pat. P.H., 31 jaar. Coarctatio aortae + aortaklep-insufficientie. Systolisch-diastolische souffle (gr.2–3) op punt van Erb en tweede intercostale ruimte rechter sternum-rand. Op de rug links ter hoogte van Thorac. IV en V systolische souffle (gr.2). Bloeddruk (intra-arterieel): art.brach. sinistra: 180/60mm.Hg., art.fem.dextra: 95/65mm.Hg. Electrocardiogram: linksbelasting. Röntgenologisch: vergrote linker ventrikel, kleine aortaknop, geringe poststenotische impressie van oesophagus, ribusuren.




Figuur 40b. Van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve van dezelfde pat. als fig. 40a, een maand na resectie van de coarctatie. Bloeddruk (intra-arterieel) art.brach.dextra: 180/70 mm.Hg., art.fem dextra: 140/56 mm.Hg.

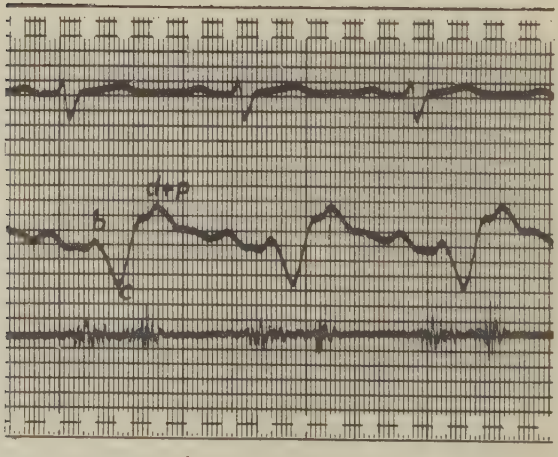



Figuur 40c. Als fig. 40b. Verplaatsings-, (in het midden) en snelheids-curve, een jaar na resectie van de coarctatie. Bloeddruk (intra-arterieel): art.brach.dextra 125/55 mm.Hg., art.fem.dextra 112/50 mm.Hg.

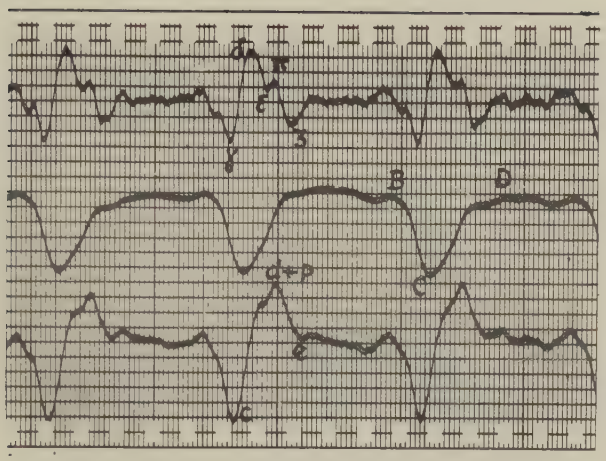



Figuur 40d. Als fig. 40c. Snelheids-, (in het midden) en versnellings-curve.

Figuur 41a. Verplaatsingscurve van pat. P.J.H., 24 jaar. Ventrikelseptum-defect met shunt omkering + coarctatio aortae. Systolisch geruis (gr.1–2) linker sternum rand; verdubbelde tweede pulmonalistoon. Bloeddruk (intra-arterieel): art.brach.sinistra 85/56 mm.Hg., art.fem.sinistra 65/36 mm.Hg. Electrocardiogram: incompleet rechter bundeltakblok. Röntgenologisch: vergrote rechter ventrikel, expansieve hilus-pulsaties, kleine aortaknop, geringe poststenotische impressie van oesophagus. Druk rechter ventrikel: 95/0 mm.Hg. Arteriële $0_2$-verzadiging: 83.5%.

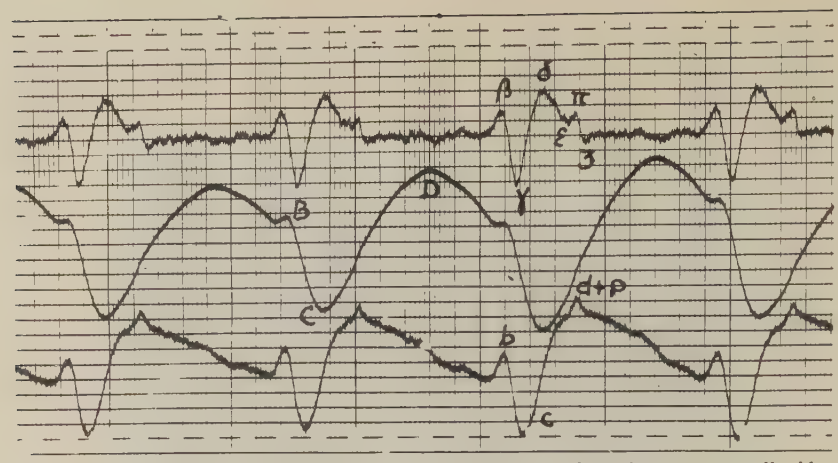



Figuur 41b. Snelheidscurve van dezelfde pat. als fig. 41a.



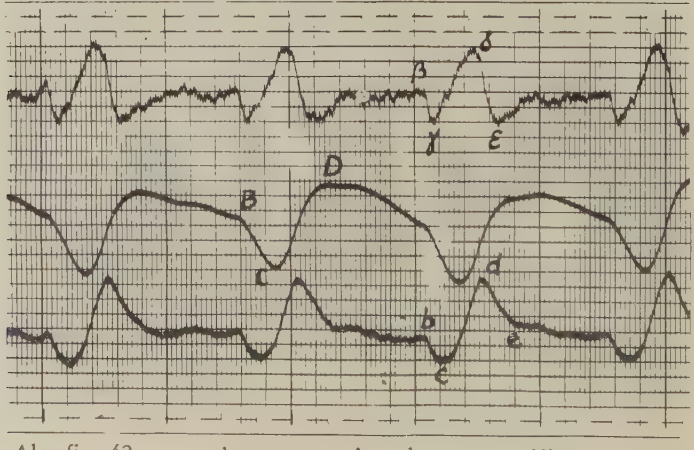

Figuur 41c. Van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve van dezelfde pat. als fig. 41a.

Figuur 42a. Snelheids-, (in het midden) en versnellings-curve van pat. H.A.W., 19 jaar. Coarctatio aortae. Systolische souffle linker sternum rand (gr.3). Op de rug ter hoogte van Cervic.VIII idem (gr.2). Bloeddruk (intra-arterieel): art.brach. dextra 170/90 mm.Hg., art.fem.dextra 110/87 mm.Hg. Electrocardiogram normaal. Röntgenologisch: geen aorta-knop, geringe post-stenotische impressie van oesophagus, ribusuren.

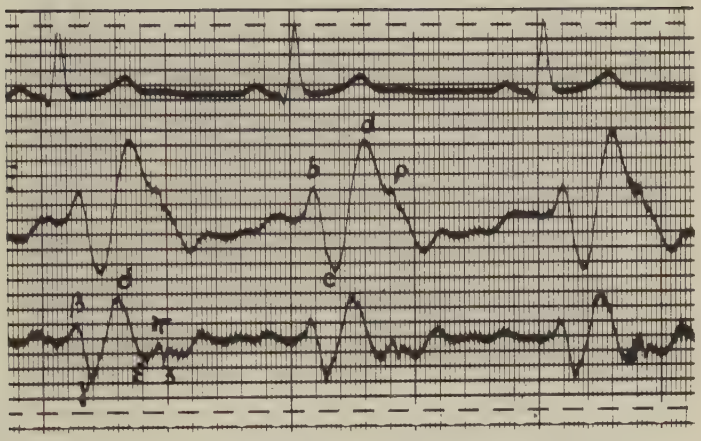



Figuur 42b. Van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve van dezelfde pat. als fig. 42a.

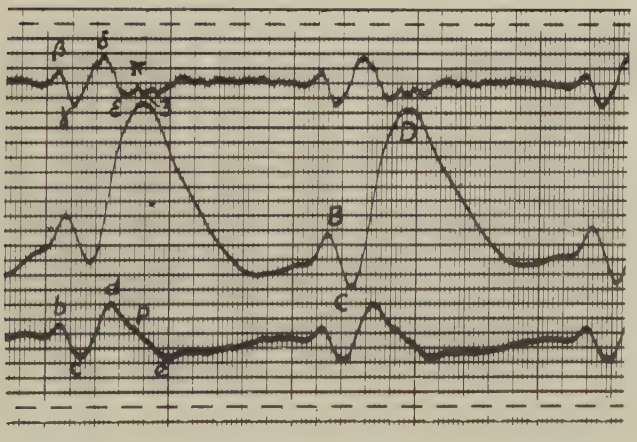
Figuur 42c. Snelheids-, (in het midden) en versnellingscurve van dezelfde pat. als fig. 42a, een maand na resectie van de coarctatie. Bloeddruk: art. brach. dextra: 140/80, art. fem dextra: 120/90.



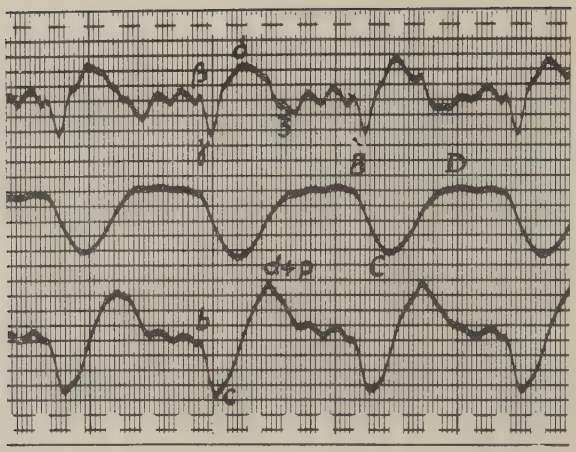

Figuur 42d. Als fig. 42c, van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve.



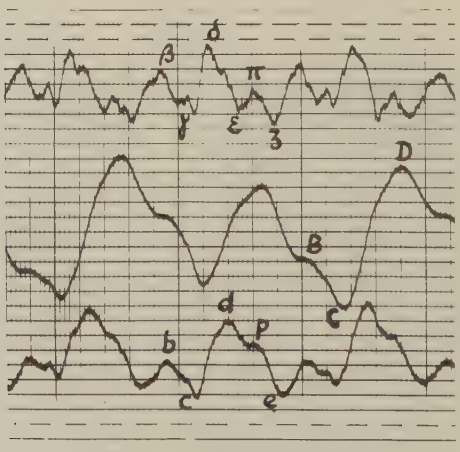

Figuur 42e. Snelheids-, (in het midden) en versnellingscurve van dezelfde pat. als fig. 42a, een half jaar na resectie van de coarctatie. Bloeddruk: art.brach.dextra 135/90, art.fem.dextra 170/100.




Figuur 42f. Als fig. 42e, van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve.




Figuur 43a. Van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve van pat.e G.de V.-v.d.H., 33 jaar. Coarctatio aortae + mitralisstenose. Aan de punt luide eerste toon, praesystolische roffel, verdubbelde tweede toon. Op de rug ter hoogte van Thorac.II systolische souffle (gr.2). Bloeddruk (intra-arterieel): art.brach.sinistra 85/52 mm.Hg., art.fem.sin. 64/53 mm.Hg. Electrocardiogram: rechtsbelasting. Röntgenologisch: geringe vergroting linker ventrikel, geen aorta-knop, geringe poststenotische impressie van oesophagus, ribusuren. Matige vernauwing van het mitralisostrium berekend op 1.5 $cm^2$ (normaal 4–5 $cm^2$).




Figuur 43b. Van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve van dezelfde pat.e als fig. 43a, een half jaar na resectie van de coarctatie en commissurotomie. Bloeddruk (intra-arterieel): art.brach.sinistra 100/77 mm.Hg., art.fem.sinistra 105/65 mm.Hg.

heidskromme, zijn goed vergelijkbaar met die, welke in de contour van de arteria femoralis-curve gevonden worden bij intra-arteriele drukregistratie (zie hiervoor o.a. het onderzoek van GUPTA en WIGGERS 1951. Bij de op deze wijze verkregen curve verdwijnt ook de vertraging waarmee de top van de curve ten opzichte van het electrocardiogram bereikt wordt, en verschijnt bovendien op het afdalende been een dicrote golf, waarvan het beginpunt het analogon is van het punt *p* van de snelheidscurve. Dit beginpunt komt overeen met de incisuur van de centrale arterie-curve, zoals blijkt bij het registreren van terugtrekcurven van de arteria femoralis naar de aorta.

Het nauwe verband tussen ballistocardiogram en polsgolf komt hierbij weer sterk naar voren. Waarschijnlijk hangt het feit, dat pas na enkele maanden een normalisering optreedt, samen met de omstandigheid, dat de aorta eerst enige tijd na de operatie de windketelfunctie over haar gehele lengte geleidelijk gaat uitoefenen.

Ook wanneer de aandoening in combinatie met een ander klepgebrek voorkomt, ziet men na de operatie in principe dezelfde veranderingen als hierboven beschreven. Fig. 40b en c demonstreren dit bij een patient met een complicerende aorta-insufficientie, waarvan in fig. 40a het prae-operatieve beeld is weergegeven.

Fig. 43a en b tenslotte zijn van een patiente, waarbij de coarctatie tezamen met een mitralisstenose voorkwam en waarbij behalve resectie van de coarctatie ook commissurotomie werd verricht.

c) Andere aorta-afwijkingen

Wij waren niet in de gelegenheid, patienten, lijdende aan een aneurysma aortae te onderzoeken, maar wel een patient, waarbij een sterke verlenging van aorta ascendens en arcus aortae bestond.

Het betrof hier een patient van 53 jaar, opgenomen voor nader onderzoek omtrent de aard van een ronde schaduw ter hoogte van de aorta-knop, die als een gezwel imponeerde. Dit gaf tot grote diagnostische moeilijkheden aanleiding. Bij doorlichting was de schaduw, die geringe pulsaties vertoonde, niet vrij te projecteren van de aorta. Op het angiocardiogram werd een sterk geëlongeerde gekronkelde aorta ascendens en arcus aortae gevonden. Door superpositie ontstond zodoende het beeld van een schijntumor.

Het ballistocardiogram (fig. 44) vertoont als voornaamste afwijking een mede gezien de leeftijd (zie Hoofdstuk III, § 3) abnormaal diep *C*-dal in de verplaatsingscurve; dit kan verklaard worden doordat de massaverplaatsing in het proximale deel van de aorta door de verlenging daarvan sterk op de voorgrond komt te staan.

Bij een patient met aorta-afsluiting op thrombo-embolische basis, gelegen op een lager niveau dan de meest voorkomende vorm van coarctatie, werd een ballistocardiogram gevonden, dat veel overeenkomst met de ballistocardiographische bevindingen bij laatstgenoemde aandoening vertoonde; fig. 45a, b en c demonstreren de curve van de 55-jarige pa-

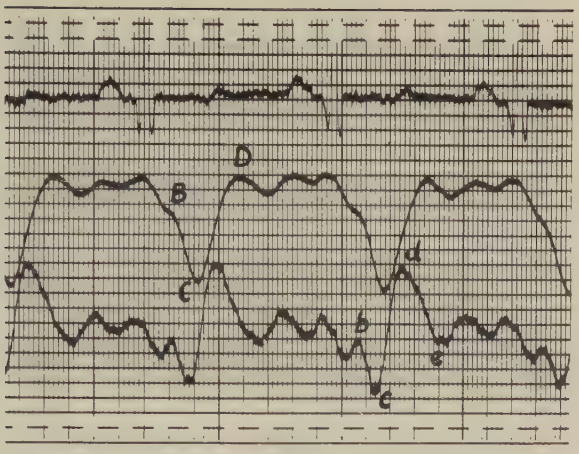
tient [1], bij wie door middel van aortographie een afsluiting direct onder de afsplitsing van de arteriae renales werd vastgesteld. Ook in dit ballistocardiogram is het C-dal in de verplaatsingscurve relatief zeer diep. Bovendien wordt een extra-top in de verplaatsingscurve aangetroffen. In de snelheidscurve komt dit laatste nog sterker naar voren. Het is aannemelijk, dat de extra-top in de verplaatsingscurve, of beter gezegd het hieraan voorafgaande dal en de vervorming van de snelheidscurve, waarin het punt *p* niet te onderscheiden is van het hoogste punt van de *d*-top, samenhangen met de terugkaatsing van de polsgolf in het gebied van de afsluiting, doordat hier op een omschreven plaats een zeer grote weerstandstoename optreedt (BURGER 1949).

Bij de 4 gevallen van een nog lager gelegen afsluiting, en wel in het gebied van de aorta-carrefour (alle aortographisch bevestigd) vertoonde het beeld ook gelijkenis met de coarctatie. Fig. 46a en b zijn hiervan een voorbeeld. Niet alleen is het *C*-dal bij deze 58-jarige patient zeer diep, maar bovendien wordt het punt *D* met grote vertraging ten opzichte van de *T*-top van het electrocardiogram bereikt. Daarnaast vertoont het *CD*-traject enkele onregelmatigheden, die als grote extratoppen in de snelheidscurve worden teruggevonden. In de versnellingscurve is het *e*-dal slechts aangeduid. Aan deze veranderingen ligt ons inziens dezelfde oorzaak ten grondslag als hierboven voor een hoger gelegen afsluiting werd uiteengezet. De invloed van de terugkaatsing van de polsgolf doet zijn invloed nu echter in nog sterkere mate gelden.

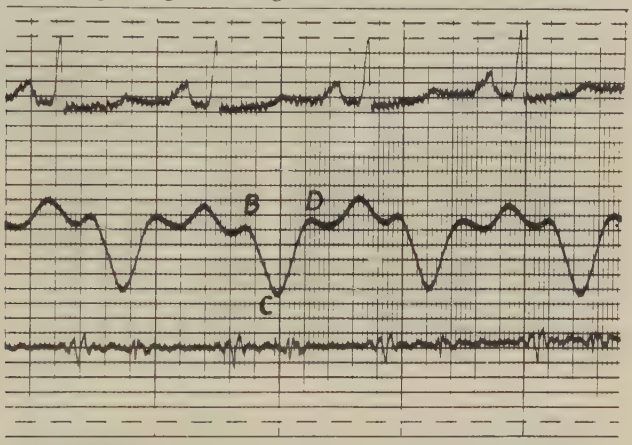
d) Afsluitingen van grote been-arterien

Er werden 11 patienten (10 mannen en 1 vrouw), waarvan de leeftijd varieerde van 45 tot 72 jaar, onderzocht, met afsluitingen op arteriosclerotische bodem; deze afsluitingen in één of beide arteriae femorales stelde men steeds vast met behulp van arteriographie. In alle gevallen werden nagenoeg gelijkvormige afwijkingen gezien. Bij de interpretatie van deze beelden dient men steeds met de physiologische ouderdomsveranderingen van het ballistocardiogram rekening te houden. Het is zelfs aannemelijk, dat de veranderingen, welke men in de curve ziet bij afsluitingen van periphere vaten, die klachten geven – alleen deze gevallen werden onderzocht – ten dele een meer uitgesproken vorm zijn van deze ouderdomsveranderingen. Omdat de afwijkingen bij periphere afsluitingen wat hun karakter betreft goed aansluiten bij hetgeen bij aorta-obstructies is waar te nemen, en omdat na desob-

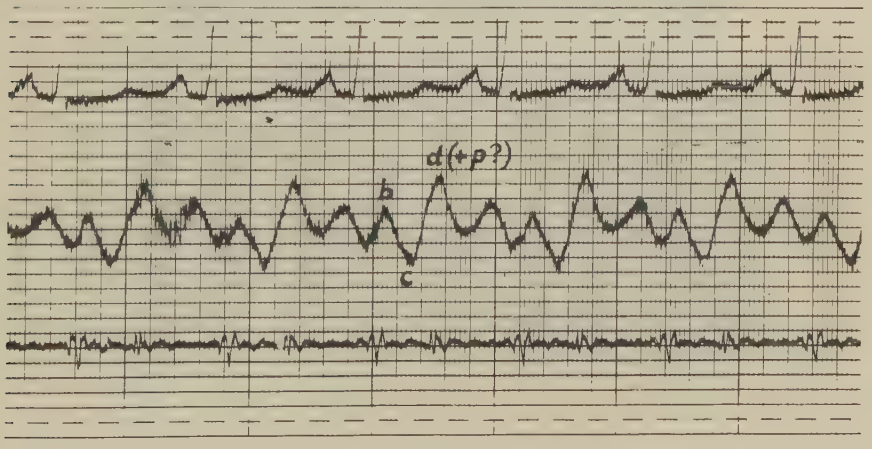
1) Medewerking van Dr H.MULLER van de afdeling Heelkunde, die wij hiervoor dank zeggen, maakte het mogelijk om enkele patienten met vaat-afsluitingen te onderzoeken.



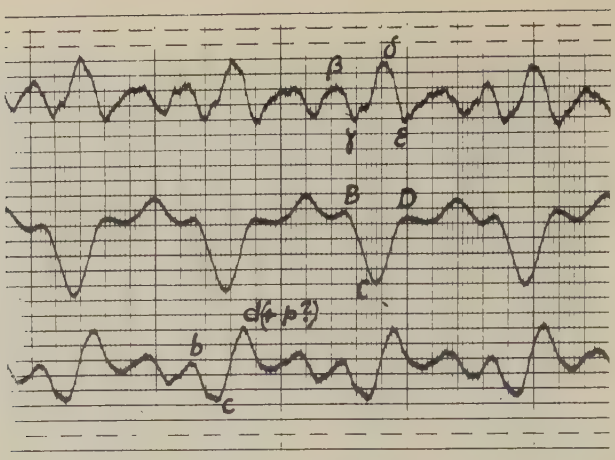

Figuur 44. Verplaatsings-, (in het midden) en snelheids-curve van pat. H.W., 53 jaar. Röntgenologisch: ronde schaduw in bovenste mediastinum. Angiocardiogram: sterk geelongeerde en gekronkelde aorta ascendens en arcus aortae.



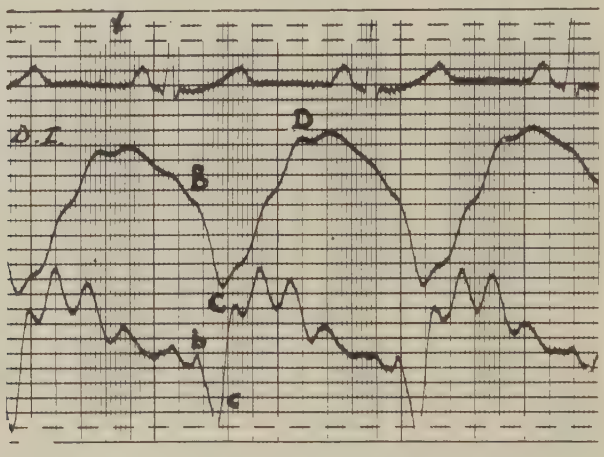

Figuur 45a. Verplaatsingscurve van pat. B.J., 55 jaar. Afsluiting van aorta, direct onder afsplitsing aa. renales (aortogram-afd.Heelkunde).



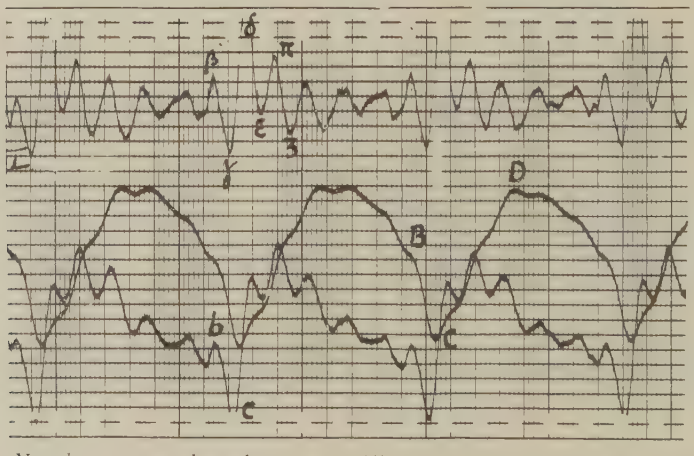

Figuur 45b. Snelheidscurve van dezelfde pat. als fig. 45a.



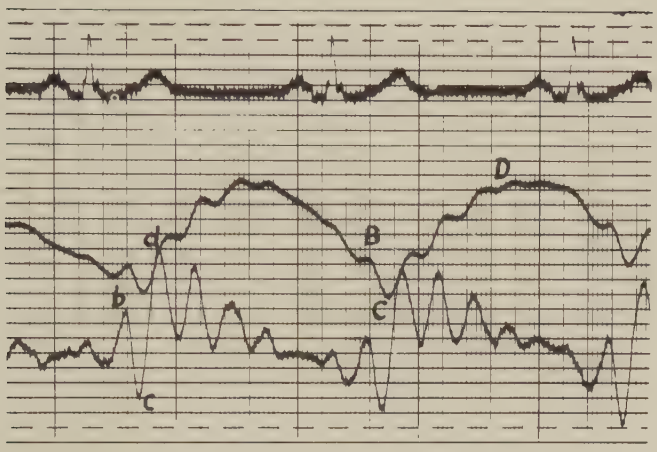

Figuur 45c. Van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve van dezelfde pat. als fig. 45a.



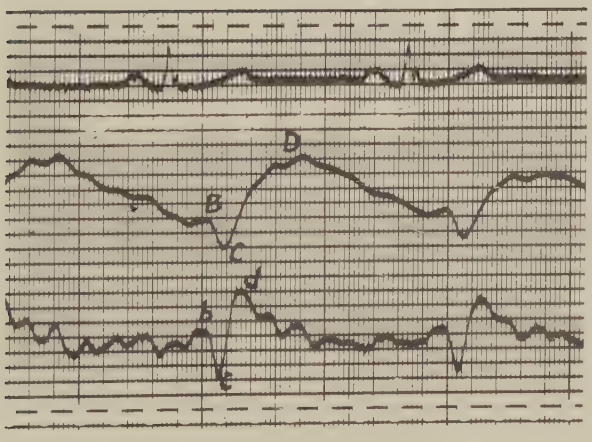

Figuur 46a. Verplaatsings-, (in het midden) en snelheidscurve van pat. P.v.K., 58 jaar. Thrombose van aorta-carrefour (aortogram-afd.Heelkunde).




Figuur 46b. Van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve van dezelfde pat. als fig. 46a.




Figuur 47a. Verplaatsings-, (in het midden) en snelheidscurve van pat. J. de B., 63 jaar. Afsluiting van art. femoralis sinistra ter hoogte van trigonum Scarpae.




Figuur 47b. Als fig. 47a, een half jaar na desobstructie.

structie teruggang van de veranderingen werd gezien, meenden wij toch, ondanks de hierboven genoemde bezwaren, hiervan een voorbeeld te moeten weergeven (fig. 47a). Bij deze 63-jarige patient was de voornaamste afwijking een hooggelegen afsluiting van de linker arteria femoralis; ook rechts waren, zij het minder duidelijk, afwijkingen. De afwijkingen van de curve behoeven, na hetgeen reeds besproken werd, geen nadere toelichting. Van belang is, dat na desobstructie (fig. 47b) vooral verplaatsings- en snelheidscurve een aanzienlijk normaler beeld vertonen. Daar immers ook aan de rechter arteria femoralis afwijkingen bestonden, mocht, afgezien van de ouderdomsveranderingen, een volledige teruggang van de afwijkingen niet verwacht worden.

Samenvattend kan wat betreft de onderzochte gevallen met obstructieve aorta-afwijkingen gezegd worden, dat bij ongecompliceerde aortaklep-stenose steeds een karakteristiek ballistocardiographisch beeld gevonden werd; eveneens wanneer dit klepgebrek met een geringe of matige aortaklep-insufficientie gecombineerd was. Bij geringe of matige zuivere aorta-insufficientie werden geen afwijkingen in de curve gezien; wel in één geval met een ernstige vorm. Bij de onderzochte gevallen met de meest voorkomende vorm van coarctatio aortae was steeds een karakteristiek beeld te vinden. Bij de patienten met lager gelegen obstructies werd een van de normale curve sterk afwijkend beeld gezien, waarin eveneens karakteristieke trekken zijn aan te geven.

Wat betreft de diagnostiek zijn de beschreven beelden, met uitzondering van coarctatie en aorta-stenose, nog onvoldoende geanalyseerd om er in localisatorisch opzicht gebruik van te kunnen maken.

De duidelijke normalisering, die na operatieve ingrepen, met name na resectie van een coarctatie, gezien wordt, verleent belangrijke steun aan de opvatting, dat de vorm van het normale ballistocardiogram voornamelijk door de anatomische bouw van het hartvaatstelsel bepaald wordt.

### § 2. *Afwijkingen van het hart en/of de longcirculatie*

Bij de bespreking van de vorm van het normale ballistocardiogram (Hoofdstuk III, § 1) werd uitgegaan van de veronderstelling, dat de vorm van het „systolische" deel van de curve voornamelijk door de bouw van de aorta bepaald wordt.

Dat echter het rechter hart en/of de longcirculatie onder pathologische omstandigheden een grote invloed op de vorm van het ballistocardiogram kunnen hebben, werd wel degelijk waargenomen. Dit zal met enkele voorbeelden worden toegelicht.

a) Pulmonalisstenose

Onderzocht werden 9 patienten (5 mannen en 4 vrouwen), waarvan de leeftijd varieerde van 9 tot 28 jaar. De diagnose werd steeds door middel van hartcatheterisatie bevestigd.

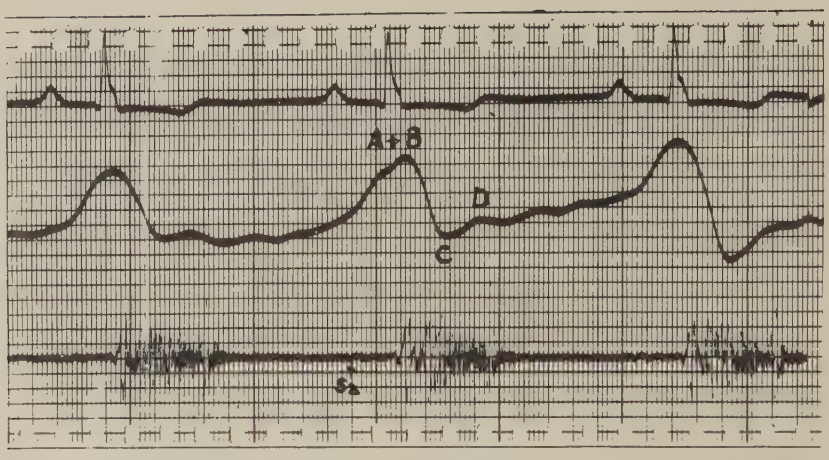
Drie patienten vertoonden grove gelijkvormige afwijkingen in de curve. In fig. 48a, b en c is hiervan een voorbeeld weergegeven.

De verplaatsingscurve wordt in afwijking van het normale beeld beheerst door een hoge top, die in de praesystole gevormd wordt direct na het einde van de *P*-top van het electrocardiogram en tegelijk met de atrium-toon. Gezien deze tijdsrelatie is deze top zeer waarschijnlijk een uitdrukking van de atrium-activiteit; deze vervorming wordt nog versterkt doordat bij deze patiente de *PR*-tijd verlengd is. In Hoofdstuk III, § 1 werd erop gewezen, dat alleen reeds door deze verlenging van de geleidingstijd de atriumcontractie duidelijk zichtbaar wordt in de verplaatsingscurve. Er is hier dus sprake van een *A*-top. De *B*-top ligt hier zeer waarschijnlijk in verscholen, zoals bij de bespreking van de snelheidscurve zal blijken. Het na deze *A*-top volgende diepe *C*-dal wordt gevolgd door een slechts matig ontwikkeld *CD*-traject. In de snelheidscurve (fig. 48b) is ook een top (*a*-top) te herkennen, die direct na het einde van de *P*-top van het electrocardiogram en tegelijk met de atrium-toon begint; het *c*-dal is diep. Dit wordt ten dele veroorzaakt door het feit, dat het afdalende been van de *a*-top slechts onderbroken wordt door een buigpunt, *b* 0.05" na het begin van de eerste toon. Deze tijdsrelatie maakt het zeer waarschijnlijk, dat dit punt identiek is met het hoogste punt van de *b*-top van de normale curve. Het punt *B*, in de verplaatsingscurve niet te herkennen, komt zo toch naar voren. In de snelheidscurve is na het diepe *c*-dal nauwelijks een *d*-top of een punt *p* te herkennen. Ook de vervorming van de versnellingscurve (fig. 48c) wordt ten dele bepaald door het op de voorgrond staan van de atriumcontractie: hierdoor wordt de α-top gevormd, terwijl een β-topje slechts is aangeduid. Daarnaast is ook de ε-π-ʒ-configuratie afwijkend.

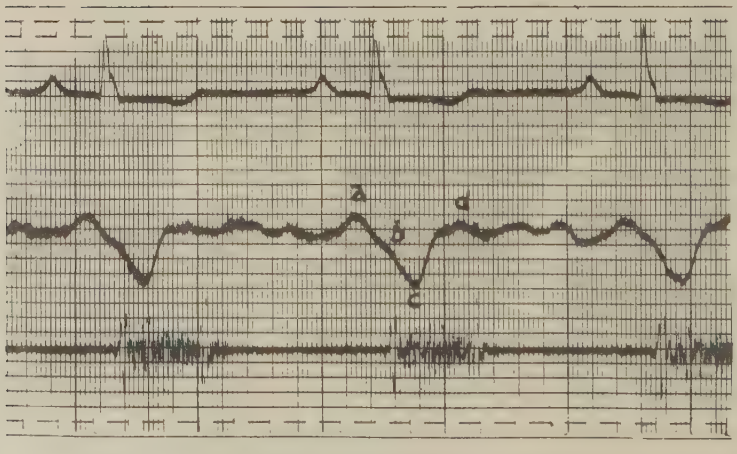
Daar de in de praesystole gevormde *A*-top zo sterk op de voorgrond staat is het aannemelijk, dat de grote drukschommeling in het rechter atrium, die men met hartcatheterisatie bij ernstige pulmonalisstenose steeds kan aantonen, respectievelijk de ook steeds aanwezige verwijding van het rechter atrium, een belangrijke rol speelt bij de ingrijpende vormverandering van de curve. Het verlengde *PR*-interval versterkt dit nog in het bijzonder in het geval van de hierboven besproken curve.

Een duidelijk verband tussen het voorkomen van afwijkingen in het ballistocardiogram en de hierboven vermelde druk in het rechter atrium is in onze kleine reeks niet aan te tonen.

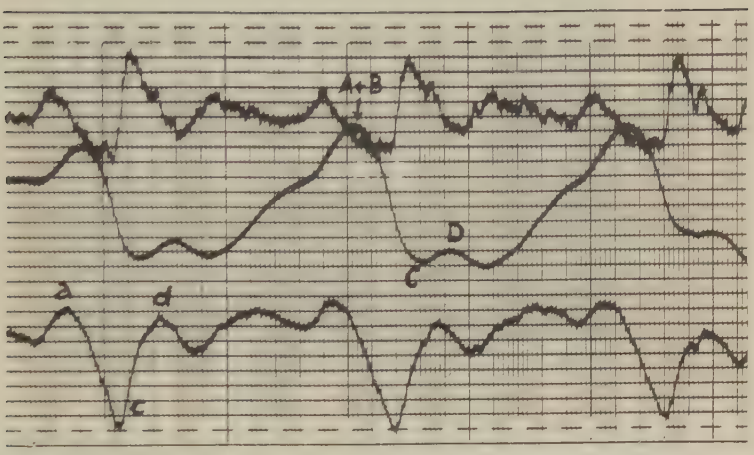
Weliswaar bestonden bij de drie gevallen, welke duidelijke afwijkingen vertoonden, deze drukschommelingen, maar ook waren deze in twee



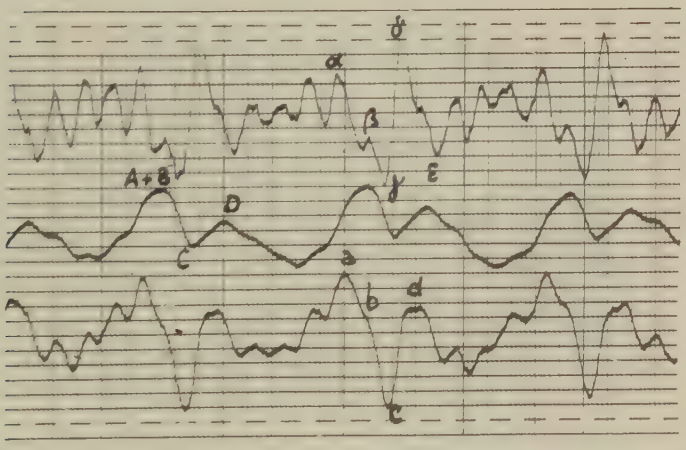

Figuur 48a. Verplaatsingscurve van pat.e G.M.v.d.K.-G., 24 jaar. Pulmonalisstenose, Systolische souffle (gr.4) maximaal tweede intercostale ruimte links, linker sternumrand met fremissement, tweede pulmonalistoon zuiver. Bloeddruk (intra-arterieel): art.brach.sinistra 112/62. Electrocardiogram: rechtsbelasting *PR*-interval: 0.26". Röntgenologisch: vergroting rechter ventrikel, geringe longvaattekening, poststenotische dilatatie van linkertak art. pulm. Druk rechter atrium: 15—0 mm.Hg., rechter ventrikel: 180/12 mm.Hg., art.pulm.: 10/4 mm.Hg. Berekende grootte van het pulmonalis-ostrium: 0.5 $cm^2$. $s_a$: atrium-toon.



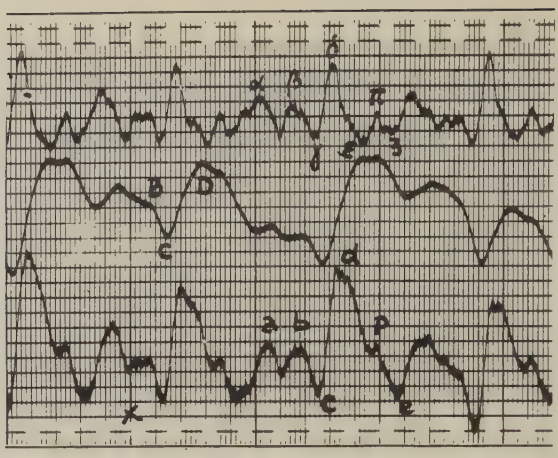

Figuur 48b. Snelheidscurve van dezelfde pat.e als fig. 48a.



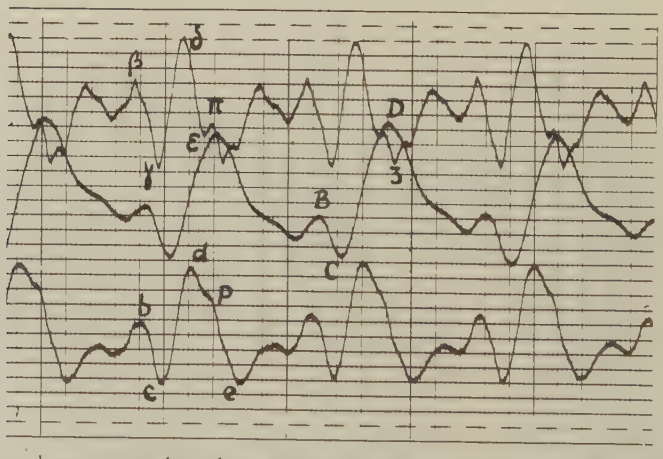

Figuur 48c. Van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve van dezelfde pat.æ als fig. 48a.




Figuur 49a. Van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve van pat.æ M.C.v.R., 33 jaar. Trilogie van Fallot. Systolische souffle (gr. 3—4), maximaal derde intercostale ruimte links, linker sternumrand, met fremissement. Zuivere tweede pulmonalistoon. Bloeddruk (intra-arterieel): art.brach.sinistra: 135/85 mm.Hg. Electrocardiogram: rechtsbelasting. Röntgenologisch: vergrote rechter ventrikel, verminderde longvaattekening, post-stenotische dilatatie van linkertak art.pulm. Druk rechter atrium: 18—0 mm.Hg., rechter ventrikel: 200/5 mm.Hg., art.pulm. 9/5 mm.Hg. Arteriele $0_2$-verzadiging: 79%.



Figuur 49b. Als fig. 49a, een half jaar na valvulotomie (BROCK). Subjectief sterk verbeterd; arteriele $0_2$-verzadiging: 91%. Pat.e werd nog niet post-operatief gecatheteriseerd.



Figuur 50. Van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve van pat.e M.d.F., 17 jaar. Tetralogie van Fallot. Systolische souffle (gr.3), derde intercostale ruimte links, linker sternumrand, zuivere tweede pulmonalistoon. Bloeddruk (intra-arterieel): 124/83 mm.Hg. Electrocardiogram: rechtsbelasting. Rontgenologisch: vergrote rechterventrikel, kleine pulmonalisboog, geringe longvaattekening. Druk rechter atrium: 10—5 mm.Hg., rechter ventrikel: 120/0—13 mm.Hg., art.pulm. 15/8 mm.Hg. Arteriele $0_2$-verzadiging 67%.

van de zes gevallen te vinden, die geen duidelijke afwijkingen in het ballistocardiogram vertoonden.

Een overeenkomstige discrepantie bestaat er tussen de wijdte van het pulmonalis-ostium, berekend volgens GORLIN en GORLIN (1951), en het wel of niet voorkomen van afwijkingen in het ballistocardiogram. Wel was het ostium bij de drie gevallen, die duidelijke afwijkingen vertoonden, zeer nauw (kleiner dan 0,5 $cm^2$) en was de systolische druk in de rechterkamer hoger dan in de arteria brachialis, maar aan de andere kant werd bij twee van de zes gevallen, waarbij geen duidelijke afwijkingen in de curve te zien waren, voor het ostium-oppervlak 0,5 en 0,28 $cm^2$ berekend. Ook hier overtrof de systolische druk in de rechter kamer, die in de arteria brachialis. Het betrof hier dezelfde twee patienten, die zoals hierboven vermeld werd ook grote drukschommelingen in het rechter atrium te zien gaven.

b) Trilogie van FALLOT

3 patienten (allen vrouwen, 15, 22 en 33 jaar oud) lijdende aan trilogie van FALLOT, werden onderzocht. Bij deze aandoening bestaat er behalve pulmonalisstenose ook een shunt van rechter naar linker atrium. De drukcurve van het rechter atrium vertoonde in alle gevallen aanzienlijke schommelingen, en de systolische bloeddruk in de rechter kamer overtrof steeds die in de arteria brachialis. Het ballistocardiogram van de drie patienten vertoonde gelijksoortige afwijkingen als hierboven bij ongecompliceerde pulmonalisstenose beschreven werden. Wij konden twee van deze patienten na valvulotomie opnieuw onderzoeken, waarbij een teruggang van de afwijkingen werd gezien. Van één van haar zijn de prae- en postoperatieve curven in fig. 49a en b weergegeven. De *PR*-tijd is normaal. Prae-operatief wordt de verplaatsingscurve weer gekenmerkt door een hoge *A*-top. In de snelheidscurve is deze gedifferentieerd tot een *a*-top en een buigpunt *b*, terwijl in de versnellingscurve overeenkomstig een $\alpha$-top en een klein tussentopje $\beta$ te onderscheiden is. Ook de overige vervorming is goed vergelijkbaar met die bij de gevallen met zuivere pulmonalisstenose. Postoperatief (fig. 49b) is het beeld belangrijk veranderd en wordt het niet meer beheerst door *A*-, *a*- en $\alpha$-top; deze zijn echter nog wel zichtbaar. Bovendien is de normale configuratie in verplaatsingscurve en afgeleiden zeer goed te herkennen.

c) Tetralogie van FALLOT

Er werden 6 patienten (3 mannen, 3 vrouwen, 9—40 jaar oud) onderzocht, lijdende aan tetralogie van FALLOT. Deze aandoening gaat evenals de trilogie van FALLOT met cyanose en pulmonalisstenose gepaard. De cyanose ontstaat hierbij echter doordat de aorta communiceert met beide ventrikels; de druk in beide ventrikels is hierbij gewoonlijk nagenoeg gelijk.

Duidelijke afwijkingen in het ballistocardiogram werden bij deze aandoening niet gezien. Een voorbeeld hiervan is in fig. 50 weergegeven.

d) Mitralisstenose

Onderzocht werden 18 patienten (12 vrouwen en 6 mannen), lijdende aan een zuivere niet zeer ernstige mitralisstenose zonder atriumfibrillatie (deze verwikkeling maakt de curve zeer moeilijk leesbaar). De klinische diagnose werd steeds door middel van hartcatheterisatie bevestigd.

In het algemeen vertoont de curve bij deze aandoeningen geen duidelijke veranderingen.

Bij twee patienten echter met een extreme vernauwing van het mitralisostium (1 meisje van 14, 1 jongen van 15 jaar) werden wel grove veranderingen in de curve gevonden. In beide gevallen werd een sterk verhoogde druk in- en een duidelijke vergroting van het linker atrium gevonden. Bovendien was de systolische druk in de rechter kamer en longslagader sterk verhoogd en overtrof deze de druk in de arteria brachialis. Het is denkbaar, dat de gevonden veranderingen in de curve samenhangen met de afwijkingen van het linker atrium. Er is namelijk grote overeenkomst tussen de vormveranderingen (zie fig. 51a en b) bij een dergelijke extreme mitralisstenose met hoge druk in het linker atrium en het beeld, dat gezien wordt bij een extreme pulmonalisstenose en dientengevolge grote drukschommeling in het rechter atrium. Ook hier wordt de verplaatsingscurve beheerst door een *A*-top, waarin vermoedelijk de *B*-top schuil gaat, gevolgd door een zeer diep *C*-dal, en een nauwelijks herkenbaar *CD*-traject. De snelheidscurve is evenals bij de gevallen met extreme pulmonalisstenose gekenmerkt door een duidelijke *a*-top, gevolgd door het buigpunt *b* en een diep *c*-dal, waarna *d*-top en het punt *p* nauwelijks te herkennen zijn. Op gelijke wijze is er een $\alpha$-top met een buigpunt $\beta$ in de versnellingscurve, maar de $\epsilon$-$\pi$-$\zeta$-configuratie is behouden. In welk opzicht de drukverhoging in rechter kamer en longslagader mede de vervorming van de curve teweeg brengt, is niet duidelijk.

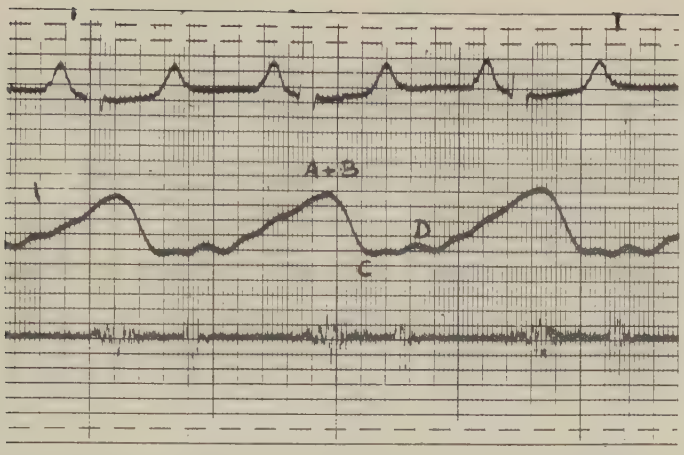
Reeds twee maanden na commissurotomie (fig. 51c en d) is het beeld aanzienlijk veranderd; de curve begint de normale vorm te naderen.

e) Aandoeningen gepaard gaande met longovervulling

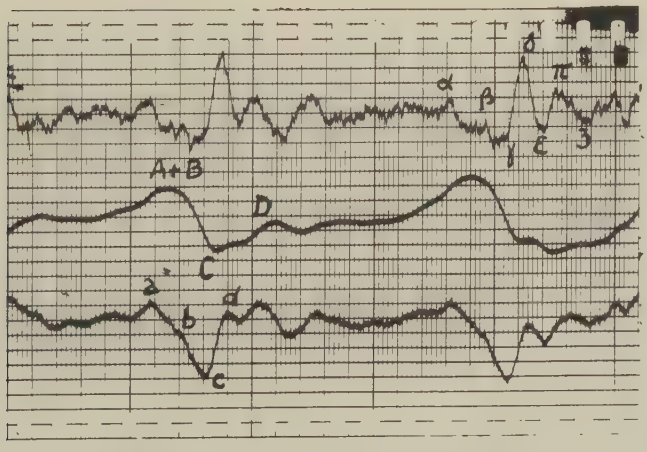
1) Atriumseptum-defect

Onderzocht werden 10 patienten (5 mannen en 5 vrouwen) waarvan de leeftijd varieerde van 10 tot 29 jaar. De diagnose werd in alle gevallen door middel van hartcatheterisatie bevestigd.

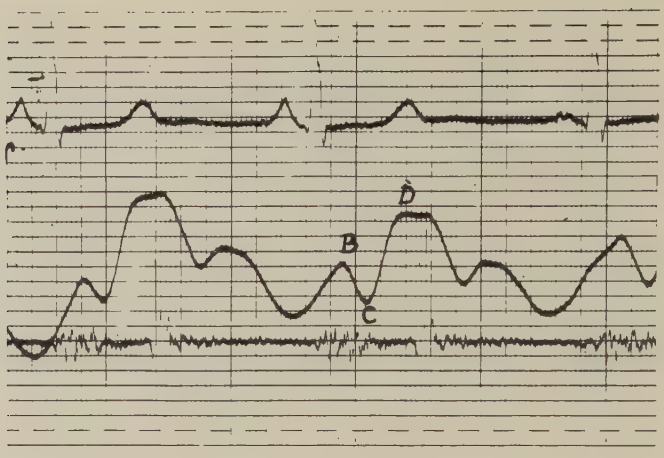
Bij 6 van deze 10 patienten werden duidelijke afwijkingen in de curve gevonden, die een gelijk grondpatroon vertonen. In fig. 52a, b en c is een voorbeeld, geregistreerd bij een 29-jarige man, weergege-



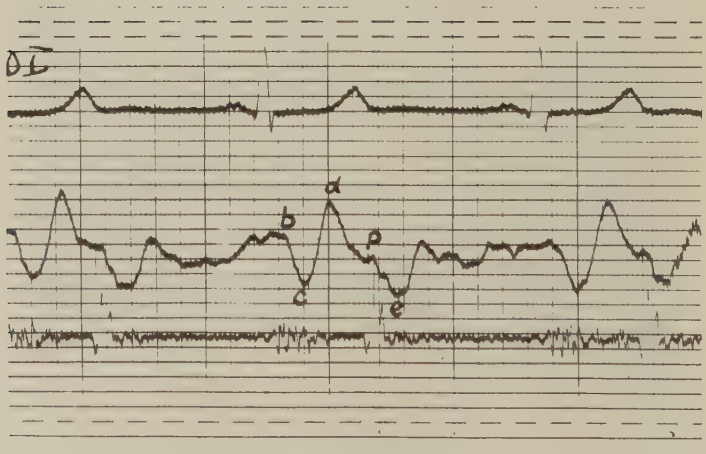

Figuur 51a. Verplaatsingscurve van pat.e L.v.M., 14 jaar. Mitralisstenose. Diastolische roffel en systolische souffle (gr.2) aan de punt. Electrocardiogram: rechtsbelasting. Röntgenologisch: mitralis-configuratie. Druk rechter atrium (gemiddeld): 0 mm.Hg., linker atrium (gemiddeld): 40 mm.Hg., rechter ventrikel 144/0 mm.Hg. Bloeddruk 110/40 mm.Hg. Bij operatie werd een zuivere mitralisstenose gevonden (grootte van het mitralis-ostium door de chirurg geschat op 0.5 $cm^2$).



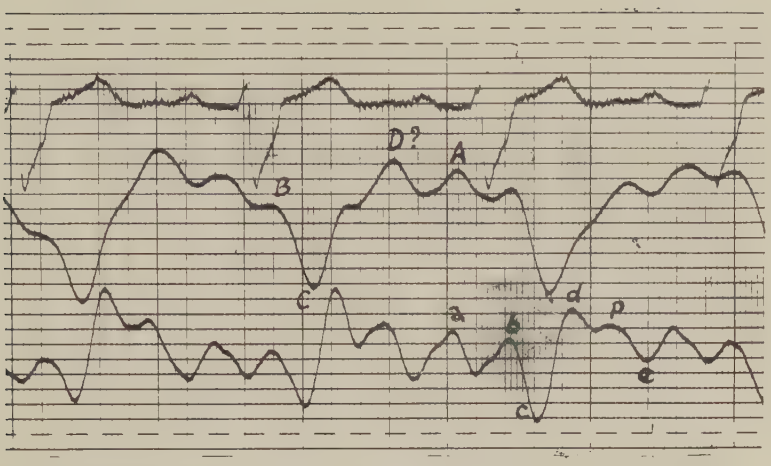

Figuur 51b. Van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve van dezelfde pat.e als fig. 51a.




Figuur 51c. Verplaatsingscurve van dezelfde patiënte als fig. 51a, twee maanden na commissurotomie: subjectief sterk verbeterd. Röntgenologisch: kleiner hart; werd postoperatief nog niet gecatheteriseerd.

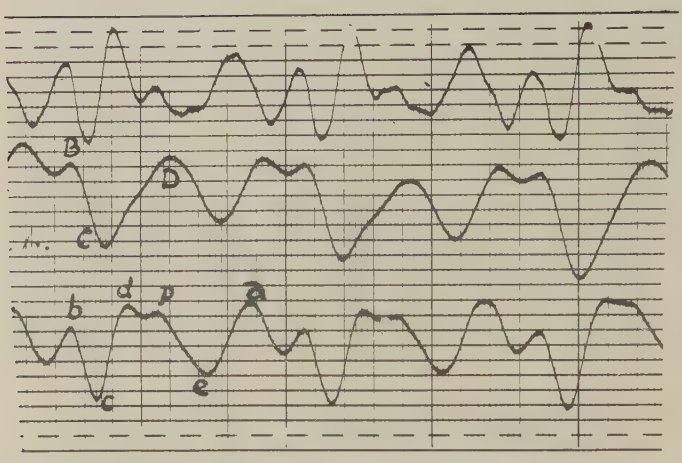



Figuur 51d. Als fig. 51c, snelheidscurve.

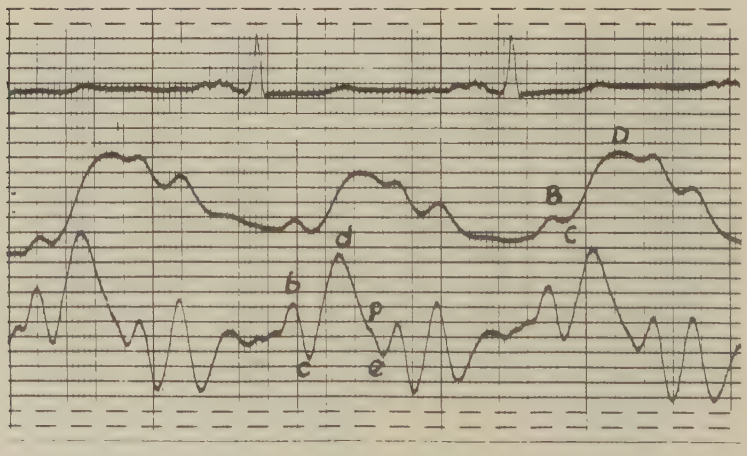



Figuur 52a. Verplaatsings-, (in het midden) en snelheidscurve van pat. H.W.C. 29 jaar. Atriumseptum-defect. Systolische souffle (gr.2—3) maximaal derde tot vierde intercostale ruimte linker sternumrand. Wisselende splijting tweede pulmonalistoon. Bloeddruk: 130/80. Electrocardiogram: rechter bundeltakblok, verlengd *PR*-interval (0.24"). Röntgenologisch: vergroting rechter ventrikel, hiluspulsaties. $0_2$-verzadiging vena cava superior: 75%, rechter atrium tot 92%. Druk: rechter atrium 5 tot -2 mm.Hg., rechter ventrikel 25/0 mm.Hg.

Figuur 52b. Snelheids-, (in het midden) en versnellingscurve van dezelfde pat. als fig. 52a.




Figuur 52c. Van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve van dezelfde pat. als fig. 52a.




Figuur 53a. Verplaatsings-, (in het midden) en snelheidscurve van pat. B.K., 25 jaar. Pericarditis constrictiva. Verdubbeling tweede toon aan de punt. Bloeddruk: 105/55. Electrocardiogram: verbreding *P*-toppen, negatieve *T*-toppen in afleiding I en II en $V_3$ t/m $V_6$. Röntgenologisch: pericard-verkalkingen, trage hartpulsaties, toegenomen hilus-tekening. Druk rechter atrium (gemiddeld) 12 mm.Hg., rechter ventrikel: 40/16 mm.Hg.

ven. Ook hier is de *PR*-tijd verlengd. De verplaatsingscurve vertoont een diep *C*-dal, een duidelijk *CD*-traject, gevolgd door een top in de diastole. Bovendien wordt een top gevormd in de praesystole, zodat weer van een *A*-top gesproken kan worden. In de snelheidscurve wordt eveneens een diep *c*-dal gevonden met hoge ligging van het punt *p*, waarna een tussentop op het afdalende been van de *d*-top gevormd wordt. Deze tussentop wisselt sterk van vorm met de ademhaling, overeenkomstig de met de ademhaling sterk wisselende splijting van de tweede toon bij deze patient (vergelijk hetgeen hieromtrent werd opgemerkt bij de bespreking van de normale snelheidscurve, Hoofdstuk III, § 1). Bovendien is er nog een top, die laat in de diastole en in het begin van de praesystole gevormd wordt. De versnellingscurve (fig. 52b en c) vertoont als voornaamste afwijkingen een onduidelijke *e*-*π*-*ʒ*-configuratie en een hoge, laat in de diastole en in de praesystole geschreven top.

Het is denkbaar, dat de beschreven afwijkingen ontstaan door de wijze van recirculatie bij het atriumseptum-defect. Hierbij treedt tijdens de atriumcontractie een vrij grote snel verlopende massaverplaatsing op van linker naar rechter atrium en van rechter atrium naar rechter ventrikel. Deze laatste vooral beinvloedt blijkbaar toch de vorm van de curve.

In deze kleine reeks was echter geen verband te vinden tussen de grootte van de shunt, berekend op grond van gegevens, verkregen bij hartcatheterisatie, en het wel of niet voorkomen van afwijkingen in het ballistocardiogram.

2) Ventrikelseptum-defect

Geen van de 3 onderzochte patienten (2 mannen en 1 vrouw, respectievelijk 22, 16 en 23 jaar oud), waarbij de diagnose door middel van hartcatheterisatie werd bevestigd, vertoonden duidelijke afwijkingen van het normale beeld.

3) Open ductus Botalli

Bij geen van de 5 onderzochte patienten (allen vrouwen, 13 tot 24 jaar oud), die ieder een onderbinding van de ductus ondergingen, werden prae- of postoperatief duidelijke afwijkingen gevonden.

f) Pericarditis constrictiva

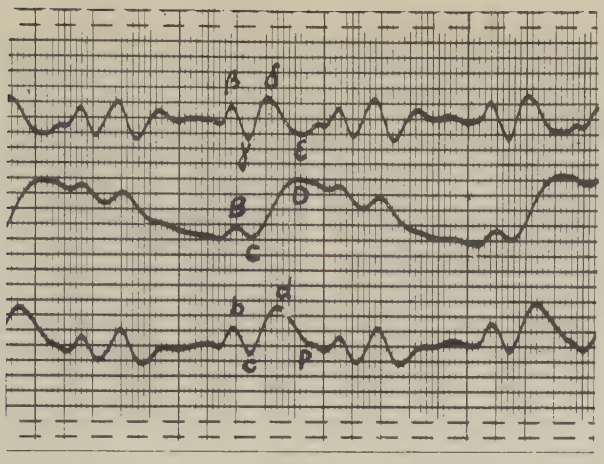
Onderzocht werden 5 patienten (4 mannen en 1 vrouw) met regulair rhythme. De leeftijd varieerde van 20 tot 53 jaar. De diagnose werd in alle gevallen bij operatie bevestigd. Bij 4 van de 5 gevallen werden afwijkingen in de curve gezien. Bij de 5e patient bestond bovendien een ernstig asthma bronchiale. Het is denkbaar, dat hierdoor het beeld vertroebeld wordt.

In fig. 53a en b is een voorbeeld van een 25-jarige patient weerge-

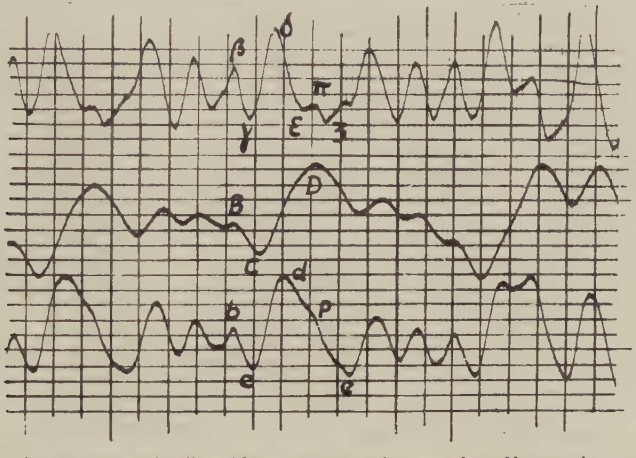
geven. De afwijking wordt gevormd door een top vroeg in de diastole in de verplaatsingscurve, overeenkomend met het beeld van snelheidswisseling in de snelheidscurve, welke hierdoor in het allereerste gedeelte van de diastole een aantal extra toppen gaat vertonen. In de versnellingscurve wordt dit uiteraard nog duidelijker teruggevonden. Het is denkbaar, in deze afwijking het analogon te zien van de diastolische „dip", die in de drukcurve van de rechter ventrikel bij deze aandoening wordt aangetroffen als uitdrukking van de bemoeilijkte diastolische vulling (Hansen e.a. 1951). Na pericardiectomie (fig. 53c en d) is dit beeld veel minder uitgesproken.

Samenvattend kan betreffende de waargenomen gevallen met afwijkingen van het rechter hart en/of de longcirculatie gezegd worden, dat grove veranderingen in de vorm van de curve werden gezien bij enkele gevallen met een ernstige vorm van pulmonalisstenose al of niet gecombineerd met een shunt van rechter naar linker atrium en bij enkele gevallen met een ernstige vorm van mitralisstenose. De curven hebben gemeenschappelijke kenmerken, welke verklaard zouden kunnen worden door abnormale drukschommeling in, en vergroting van, respectievelijk rechter en linker atrium.

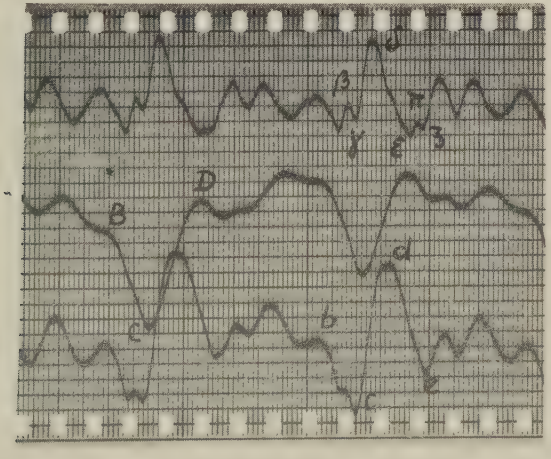
De afwijkingen, gevonden bij de onderzochte gevallen met atriumseptum-defect zouden erop kunnen wijzen, dat hierbij de wijze van recirculatie het bepalend moment is, daar bij de onderzochte gevallen met ventrikelseptum-defect en open ductus Botalli geen duidelijke afwijkingen werden gezien.



Figuur 53b. Van boven naar beneden: versnellings-, verplaatsings- en snelheidscurve van dezelfde pat. als fig. 53a.



Figuur 53c. Als fig. 53b, een maand na pericardiectomie.



Figuur 53d. Als fig. 53b, 7 maanden na pericardiectomie. Röntgenologisch: krachtige pulsaties linker hartcontour, geen pulsaties rechter hartcontour, kalkplaat ter hoogte van rechter atrio-ventriculaire grens. Druk rechter atrium (gemiddeld): 6 mm.Hg., rechter ventrikel: 30/5 mm.Hg.

§ 3. *Discussie*

a) Aorta-aandoeningen

De *aortaklep-stenose* is ballistocardiographisch onderzocht door Brown en Lalla (1952, methode-Starr), die hierbij een ondiep *K*-dal (te vergelijken met het $\epsilon$-dal van de versnellingscurve) vonden. Van Lingen e.a. (1954) onderzochten drie ongecompliceerde gevallen met deze aandoening vergelijkenderwijs met de Nickerson- en met de Starr-methode. Met eerstgenoemde methode werd door hen een verbreding van de *J*-top (te vergelijken met de *d*-top van de snelheidscurve) gevonden. Gewezen wordt op de overeenkomst van de vorm van dit ballistocardiogram met de vorm van de polscurve bij deze aandoening. Met de methode-Starr zagen zij een ondiep *K*-dal en een diep *M*-dal (dit laatste is te vergelijken met het $\zeta$-dal van de versnellingscurve). Opgemerkt wordt, dat deze afwijkingen ook voorkwamen bij enkele normale proefpersonen, bij coarctatie en andere hartziekten. Zij menen, dat de methode-Nickerson van groter waarde is dan de methode-Starr; het beeld met eerstgenoemde methode verkregen wordt specifieker geacht. Vergelijkt men dit onderzoek met hetgeen door ons bij 17 gevallen met de methode-Burger werd gevonden, dan komt het grote belang naar voren, om met éénzelfde apparatuur tegelijkertijd verschillende van elkaar afgeleide grootheden te registreren. In de snelheidscurve, die de meeste overeenkomst vertoont met het Nickerson-ballistocardiogram, werden ook met de methode-Burger de duidelijkste veranderingen bij aortaklep-stenose gevonden. Door genoemde auteurs werd het phonocardiogram niet bij het onderzoek betrokken. Een nauwkeurige vergelijking wat betreft de karakteristieke hoge ligging van het punt *p*, dat in de snelheidscurve aan het einde van de systole het begin van de snelheidsafname markeert, is dus niet mogelijk.

Van oudsher is *coarctatio aortae* het onderwerp geweest van ballistocardiographisch onderzoek. Hamilton e.a. (1945, methode-Starr) toonden reeds bij coarctatie een verkorting aan van het *K*-dal. Door Nickerson (1949, laag-frequente critisch gedempte methode) werd dit bevestigd; bovendien kon hij met behulp van modelproeven, waarbij van mechanische equivalenten gebruik werd gemaakt, aantonen, dat de diepte van het *K*-dal afnam naarmate de aorta-obstructie hoger was gelegen. Door andere onderzoekers (Jones en Goulder 1950, Murphy 1950) werd dit bevestigd. Na resectie van de coarctatie vonden zij normalisering van het beeld. Zij wezen er evenals Nickerson op, dat het met de methode-Starr minder goed gelukt de prae- en postoperatieve veranderingen in de curve aan te tonen, hetgeen begrijpelijk is, wanneer men bedenkt, dat in het tweede gedeelte van de systole het karakteristieke deel van de curve bij coarctatie geschreven wordt. In dit deel van de curve treedt de grootste vervorming op bij de hoog-frequente methode, zoals bij de bespreking van het normale ballistocardiogram

(Hoofdstuk III, § 3) op theoretische gronden waarschijnlijk gemaakt kon worden.

Met de methode volgens BURGER was het mogelijk, om bij alle onderzochte gevallen met coarctatio aortae een karakteristieke curve te registreren. Ook hier komt weer het grote belang naar voren om verplaatsingscurve en afgeleiden onderling te vergelijken. Bij coarctatie namelijk vertoont, in tegenstelling tot hetgeen bij aortaklep-stenose gevonden wordt, de verplaatsingscurve reeds duidelijke afwijkingen: de vormveranderingen kunnen hierbij geinterpreteerd worden in het licht van goed bekende haemodynamische gegevens. Bovendien maakt juist de registratie der afgeleiden bij deze methode het mogelijk, de nauwe samenhang tussen de curve bij deze aandoening en de normale kromme op het spoor te komen. Bij de bespreking van het met de methode-Burger geregistreerde ballistocardiogram werd er namelijk op gewezen, dat de vorm van de curve de indruk maakte, alsof deze aandoening een integratie daarvan teweeg brengt. Deze zienswijze zou het uitgangspunt kunnen zijn om in plaats van met mechanische, zoals NICKERSON deed, met electrische modelproeven dit verschijnsel nader te onderzoeken. Hierbij zou nagegaan kunnen worden, of de coarctatie als zodanig (fungerend als een weerstand) tezamen met het poststenotische deel van de aorta (welke als een condensator zou kunnen worden opgevat) als een integrerende keten kan worden beschouwd. Men zou bij een dergelijke proefopstelling echter ook rekening moeten houden met de invloed van de collaterale circulatie bij deze aandoening, die wellicht opgevat kan worden als een parallel geschakelde weerstand. NICKERSON is in tegenstelling tot de hierboven geschetste gedachtengang van mening, dat voornamelijk de functie van het boven-, en het onder de stenose gelegen deel van de aorta de vorm van de curve bepaalt.

Bij bovenstaande beschouwing werd uitgegaan van de veronderstelling, dat de aorta de vorm van het „systolische" deel van het ballistocardiogram bepaalt. Bij de bespreking van het normale ballistocardiogram (Hoofdstuk III, § 1) was dit namelijk het uitgangspunt. Juist het coarctatie-ballistocardiogram kan deze veronderstelling bevestigen; de waarnemingen bij coarctatie verwikkeld met mitralisstenose, ventrikelseptum-defect met shunt-omkering en aortaklep-stenose wijzen in deze richting. In alle gevallen immers bleef het ballistocardiographische beeld zoals dit bij ongecompliceerde coarctatie gezien wordt, behouden. De stoornissen in de aorta-circulatie hebben blijkbaar een dergelijk overheersende invloed op de vorm van de curve, dat het gehele beeld hierdoor bepaald wordt.

Blijkbaar bestaat er in haemodynamisch opzicht verwantschap tussen coarctatie en aortaklep-stenose. Hierop zou het feit kunnen wijzen, dat in drie gevallen bij ongecompliceerde coarctatie het ballistocardiogram een overgangsbeeld vertoonde. Dat wil zeggen: het coarctatie-beeld blijft weliswaar behouden, maar bovendien is er „plateau"-vorming in de snelheidscurve. Deze laatste afwijking zou een complicerende aorta-

klep-stenose doen vermoeden. Ook het optreden in een dergelijk geval van dezelfde vibraties in de carotis-polscurve als bij aortaklep-stenose gezien worden, zonder dat deze bestond, wijst in de richting van een haemodynamische verwantschap. Een aanvaardbare verklaring voor deze verwantschap zou wellicht eveneens met behulp van modelproeven kunnen worden gevonden.

Bij in de *aorta descendens, ter hoogte van de aorta-carrefour* of in de *arteriae femorales* gelegen obstructies bepaalt de terugkaatsing van de polsgolf in veel sterkere mate de vorm van de curve dan bij de hierboven besproken stroombelemmeringen. Met name moet het optreden hieraan toegeschreven worden van extra-toppen, waarbij wederom de snelheidscurve het duidelijkste beeld laat zien. Vergelijkt men de curven welke MURPHY (1950, methode-Nickerson) bij ter hoogte van de aorta-carrefour gelegen obstructies verkreeg, met die volgens de methode-Burger, dan valt op, dat de door ons gevonden karakteristieke extra-toppen op het afdalende been van de *d*-top, in eerstgenoemde curven nauwelijks te onderscheiden zijn. Het is denkbaar, dat het ontbreken van dergelijke essentiele details samenhangt met de vervorming, die ook bij de Nickerson-methode optreedt (zie Hoofdstuk I, § 3).

In verband met het voorkomen van bovengenoemde extra-toppen in de curve dient opgemerkt te worden, dat wanneer de curve in belangrijke mate pathologisch veranderd is, er moeilijkheden ontstaan om de toppen en dalen van de curve te benoemen in overeenstemming met de nomenclatuur van de normale curve. In de ontwikkeling der electrocardiographie hebben zich soortgelijke moeilijkheden voorgedaan. Het probleem ligt bij deze verfijnde onderzoekmethode, waarbij de curve een summatie voorstelt van electrische verschijnselen van het hart, in zoverre anders, dat hierbij de variaties geringer zijn. Bovendien is in de loop van de tijd het inzicht in de betekenis van de onderdelen van het electrocardiogram aanzienlijk toegenomen. Hierdoor wordt het rationele gebruik van de nomenclatuur ook in pathologische gevallen zeer vergemakkelijkt. Hoewel dan ook het spraakgebruik bewerkte, dat men van positieve en negatieve *T*-top is blijven spreken, heeft het begrip negatieve *R*-top bijvoorbeeld geen ingang gevonden. Het ballistocardiogram echter is een summatie-curve van mechanische verschijnselen, waarvan de vorm, in tegenstelling tot het electrocardiogram, bepaald wordt door de anatomische bouw van het gehele hartvaatstelsel; bovendien is in tegenstelling tot het electrocardiogram een bevredigende interpretatie van het ballistocardiogram nog slechts gedeeltelijk mogelijk.

De grootste moeilijkheden doen zich voor bij de plaatsbepaling van het hoogste punt van de *D*-top, omdat deze in tegenstelling tot de punten $p$ en $\pi$ niet zulk een nauwe relatie met de tweede toon en het einde van de *T*-top van het electrocardiogram heeft als beide laatstgenoemde punten. Hetzelfde geldt, zij het in geringere mate voor de *B*-top c.q.

het hoogste punt van *b*- en *β*-top. Met enkele voorbeelden is dit toe te lichten. Bij de curve van de patient met afsluiting van de aorta even onder de afsplitsing van de arteriae renales (fig. 45a) vertoont de curve na het *C*-dal twee toppen, waarvan de eerste echter nog een vrij nauwe relatie met de tweede toon heeft, zodat deze als *D*-top betiteld dient te worden. Er komen echter overgangsvormen voor, zoals bij de curve van de patient met thrombose van de aorta-carrefour (fig. 46a), waarbij geen top, maar slechts een buigpunt te onderscheiden is op de plaats, waar men de *D*-top (gezien zijn relatie met het einde van de systole) zou verwachten. Neemt men nu steeds het hoogste punt na het *C*-dal als hoogste punt van de *D*-top aan, dan wordt het eenvoudiger een pathologisch beeld te karakteriseren. In het andere geval, wanneer men de *D*-top steeds zou willen localiseren op de plaats, waar deze krachtens de physiologische relatie met het electrocardiogram of phonocardiogram verwacht zou mogen worden, dan zou men bijvoorbeeld indices voor later gelegen hoogtepunten moeten gaan invoeren. Het is echter onmogelijk, bijvoorbeeld in curven van patienten met coarctatie (zie o.a. fig. 37a), om zelfs maar een buigpunt in de curve te ontdekken op de plaats, waar de „normale" *D*-top verwacht mag worden.

Op gelijke wijze, zij het in mindere mate, doen zich moeilijkheden voor bij de beschrijving van de afgeleiden. Ook hier kan het, bijvoorbeeld bij coarctatie, onmogelijk zijn het punt *p* of *π* te localiseren.

Systematische gelijktijdige registratie van phonocardiogram en polscurve tezamen met de verplaatsingscurve of één der afgeleiden, zal zeker van belang zijn voor het oplossen van deze moeilijkheden. In het algemeen zal een systematische toepassing van bovengenoemde techniek van groot nut zijn bij de interpretatie van het pathologische ballistocardiogram. Deze mogelijkheden konden in dit onderzoek nog niet voldoende tot gelding komen, mede omdat het met de door ons gebruikte apparatuur nog niet mogelijk was tweede afgeleide en phonocardiogram gelijktijdig te registreren.

b) Aandoeningen van het hart en/of de longcirculatie

Een deel van de ballistocardiographische veranderingen bij de onderzochte gevallen met ernstige *pulmonalisstenose* en *mitralisstenose* enerzijds en *atriumseptum-defect* anderzijds zijn te interpreteren vanuit één gezichtspunt. De afwijkingen in de curven hebben vooral in de snelheidscurve gemeenschappelijke trekken. Steeds wordt een diep *c-d*-dal voorafgegaan door een duidelijke *a*-top en gevolgd door een meer of minder duidelijk *c-d-p*-gedeelte. De tijdsrelaties tussen de *A*-toppen van het ballistocardiogram en het phonocardiogram en electrocardiogram maken het waarschijnlijk, dat vooral bij de eerstgenoemde twee aandoeningen de voornaamste vormverandering tot stand komt door een sterke ontwikkeling van deze praesystolische *A*-top. Bij pulmonalisstenose wordt deze wellicht bepaald door de drukschommeling in en

vergroting van het rechter atrium. Bij *atriumseptum-defect* is de grootte van de massa-verplaatsing, die samenhangt met de hoeveelheid recirculerend bloed van rechter atrium via tricuspidalis-kleppen en rechter ventrikel, waarschijnlijk van meer belang dan de massa-verplaatsing via het septum-defect; immers, afgezien van de geringe afstand, waarover deze laatste tot stand komt, valt zij bovendien niet samen met de lengte-as van het lichaam. Ook de vergroting van het rechter atrium kan een, zij het ondergeschikte rol, spelen.

Bij *mitralisstenose* zijn het wellicht factoren als bij pulmonalisstenose, maar nu in het linker atrium gelegen, die de vormverandering voor een groot deel veroorzaken.

In hoeverre de vormverandering van het resterende „systolische" deel van de curve nog bepaald wordt door de drukverhoging in de rechter ventrikel, is voorlopig slechts door een redenering per exclusionem te benaderen. Het is namelijk niet waarschijnlijk, dat de pulmonale hypertensie bij mitralisstenose het ballistocardiographische beeld in belangrijke mate beinvloedt, daar bij pulmonalisstenose (pulmonale hypotensie) gelijkvormige afwijkingen gevonden worden. Dit wordt nog ondersteund door het feit, dat bij geen van de gevallen met atriumseptum-defect drukverhoging van betekenis in de longcirculatie werd gevonden.

Men krijgt de indruk, dat de wijze van recirculatie, dat wil zeggen of zulks wel of niet via het rechter atrium geschiedt, een belangrijke factor is bij het tot stand komen van afwijkingen in de curve. Het is dan in te zien, waarom bij de 3 gevallen van *ventrikelseptum-defect* en de 5 gevallen met *open ductus* Botalli, waarbij het recirculerende bloed het rechter atrium niet passeert, geen afwijkingen werden gevon-

Slechts bij een deel van de onderzochte gevallen met pulmonalisstenose werden afwijkingen in het ballistocardiogram gezien. In tegenstelling hiermee is het wel opvallend, dat bij de drie onderzochte patienten lijdende aan trilogie van Fallot steeds nagenoeg dezelfde karakteristieke vormveranderingen in de curve werden aangetroffen als bij ongecompliceerde ernstige pulmonalisstenose. Twee factoren, die elkaar wellicht versterken, zouden bij het tot stand komen van deze vormveranderingen een rol kunnen spelen: bij trilogie bestaan er evenals bij ongecompliceerde ernstige pulmonalisstenose niet alleen aanzienlijke drukschommelingen in het rechter atrium, maar bovendien voltrekt zich hierbij een massa-verplaatsing van rechter naar linker atrium. Het spreekt vanzelf, dat ballistocardiographische ervaring bij een groter aantal patienten, lijdende aan trilogie, nodig zal zijn om te kunnen uitmaken, of bij deze aandoening steeds karakteristieke afwijkingen gevonden worden, hetgeen dan tevens de hierboven gegeven verklaring zou kunnen bevestigen.

Het ontbreken van duidelijke afwijkingen bij tetralogie vindt vermoedelijk daarin zijn verklaring, dat hierbij de drukschommelingen in

het rechter atrium minder uitgesproken zijn. De systolische druk in de rechter ventrikel is bovendien hierbij niet hoger dan die in de arteria brachialis; een deel van het slagvolume van de rechter kamer kan ook in de aorta worden uitgeworpen. Hoewel wij slechts een klein aantal patienten respectievelijk met trilogie en tetralogie van FALLOT onderzochten, en hieraan geen zekere conclusies verbonden mogen worden, is het opvallende verschil tussen de curven bij beide aandoeningen wellicht te benutten als hulpmiddel bij de differentiële diagnose, die vaak moeilijk kan zijn.

In de literatuur, welke voornamelijk de resultaten, verkregen met hoog-frequente methoden, beschrijft, zijn betrekkelijk weinig gegevens te vinden omtrent het ballistocardiogram bij afwijkingen van het rechter hart en/of de longcirculatie, met inbegrip van de mitralisstenose. DAVIS e.a. (1953, methode-Starr) vermelden bij laatstgenoemde aandoening een top in de curve, die direct aan de *H*-top voorafgaat. Genoemde auteurs, die uitsluitend tijdsrelaties ten opzichte van het electrocardiogram bestudeerden, zijn er niet zeker van of deze top laat in de diastole of vroeg in de systole wordt geschreven. De afwijkingen komen voorzover vergelijking zonder phonocardiogram mogelijk is, overeen met hetgeen door ons in de versnellingscurve als een splitsing van de $\beta$-top in een praesystolische $\alpha$-top en $\beta$-buigpunt wordt beschouwd, en aan de pathologische verhoudingen in het linkeratrium werd toegeschreven. Door DAVIS wordt echter ter verklaring van de gevonden vormverandering een groot aantal mogelijkheden opengelaten, waaronder tenslotte ook het abnormale drukverval tussen atria en ventrikels. Als andere mogelijkheden worden in volgorde van hun belang genoemd: toegenomen pulmonale vaatweerstand, hypertrophie van de rechter ventrikel en ongelijktijdige samentrekking van linker en rechter ventrikel. DE SOLDATI e.a. echter (1953, methode DOCK met electromagnetische „pickup") schrijven een door hen gevonden splijting van de *H*-top toe aan het verschil in snelheid, waarmee beide atria het bloed uitwerpen en/of drukverhoging in het linker atrium.

Ook door SCARBOROUGH e.a. (1952, methode-Starr) werden bij pericarditis in het „diastolische" deel van de curve veranderingen gevonden, die na operatie teruggingen. Ook zij schrijven de gevonden veranderingen toe aan de bemoeilijkte diastolische vulling.

Stelt men tegenover het resultaat, verkregen met de methode volgens STARR en DOCK, het resultaat, dat met de methode-Burger, met registratie van de afgeleiden bereikt wordt bij de sub b) genoemde aandoeningen, dan blijkt ook hier weer het grote belang om verplaatsingscurven en haar afgeleiden tezamen te bestuderen. Bij laatstgenoemde methode immers worden bij deze groep aandoeningen in de verplaatsings- en in de snelheidscurve de duidelijkste afwijkingen gevonden, terwijl de versnellingscurve veel minder sterk van het normale beeld afwijkt. Hieruit zou dus weer geconcludeerd mogen worden, dat althans

onder de genoemde pathologische omstandigheden de ontlediging van het atrium een laag-frequent verschijnsel is. Wij konden immers aannemelijk maken, dat de vormveranderingen van het ballistocardiogram bij de sub b) besproken aandoeningen waarschijnlijk veroorzaakt worden door een veranderde atrium-activiteit. In het bijzonder geldt dan voor de besproken gevallen van pulmonalis- en mitralisstenose, dat hoger-frequente verschijnselen, samenhangend met de stenose als zodanig, de vorm van de curve blijkbaar in geringere mate beïnvloeden.

Uit hetgeen in dit hoofdstuk werd beschreven en uit de discussie komt duidelijk naar voren, dat met de methode-Burger gecombineerd met registratie van de afgeleiden een minder vervormd en vollediger beeld wordt verkregen van de verschijnselen met verschillende frequentie, die zich in de circulatie afspelen, dan met de gebruikelijke methoden het geval is. Niet alleen ter verdieping van het inzicht in circulatie-stoornissen, maar zeer waarschijnlijk ook van diagnostisch standpunt zijn er voordelen aan verbonden om niet te volstaan met het registreren van één grootheid, namelijk versnelling, zoals bij de methoden volgens Starr en Dock gedaan wordt; de reeds meerdere malen genoemde vervorming bij deze methoden blijft dan nog buiten beschouwing.

De methoden volgens Starr en Dock hebben echter de meeste ingang gevonden, en werden en worden vooral op het gebied van degeneratieve hartaandoeningen op uitgebreide schaal toegepast. Het is niet onwaarschijnlijk, dat juist aan de onvolledigheid als methode de algemeen gangbare opvatting moet worden toegeschreven, dat de ballistocardiographie bij aandoeningen, waarbij mechanische belemmering van de bloedstroom op de voorgrond staat, van geringe waarde is, of zoals Scarborough e.a. het in hun uitstekend overzicht uitdrukken: „in any event it seems likely that its (nl. van de ballistocardiographie) greatest value will be in the detection of nonvalvular disease". Hieraan wordt met betrekking tot de degeneratieve aandoeningen echter direct toegevoegd, dat „its clinical usefulness in the diagnosis of coronary disease is tempered somewhat by the high frequency of abnormal records found in persons above the age of 50 years in whom there is no demonstrable evidence of cardiovascular disease".

Met de methode-Burger bleek het echter wel mogelijk om bij aandoeningen waarbij mechanische belemmering van de bloedstroom op de voorgrond staat, of een deel van de bloedstroom een andere dan de gebruikelijke weg neemt, duidelijke afwijkingen in de curve aan te tonen. Deze groep aandoeningen leent zich in het algemeen juist bij uitstek voor ballistocardiographisch onderzoek, daar zij gewoonlijk voorkomen, op een leeftijd dat met ouderdomsveranderingen van het ballistocardiogram weinig of geen rekening gehouden behoeft te worden. De door ons onderzochte patienten waren met uitzondering van enkele oudere lijders aan aortaklep-stenose en afsluitingen van grote vaten

niet ouder dan 40 jaar. Deze omstandigheid maakt het wel uitermate waarschijnlijk, dat de vormveranderingen van het ballistocardiogram bij de methode-Burger inderdaad representatief zijn voor de geheel verschillende haemodynamische verhoudingen waarvan bijvoorbeeld bij een coarctatie of een pulmonalisstenose sprake is. De gedachte waarvan werd uitgegaan, dat namelijk de vorm van het ballistocardiogram bepaald wordt door de anatomische bouw van het hart-vaatstelsel werd hiermee bevestigd.

In hoeverre de mate van verschil in hartkracht in de curve, met name in de tweede afgeleide, tot uiting zou kunnen komen, zoals theoretisch denkbaar is en vooral door STARR is betoogd, en waarop in Hoofdstuk III, § 1, bij de algemene bespreking van de versnellingscurve werd gewezen, zou wellicht onderzocht kunnen worden bij patienten in-, tijdens de behandeling van- en na een phase van decompensatio cordis. Bij de beoordeling van ballistocardiogrammen van dergelijke patienten zal met factoren, die buiten het hart gelegen zijn, zoals met de invloed van het bestaan en verdwijnen van stuwingsverschijnselen, vooral ten aanzien van periphere oedemen, maar mogelijk ook ten aanzien van leververgroting en longstuwing rekening gehouden moeten worden. Ons onderzoek, dat in hoofdzaak als een oriëntatie op een uitgebreid gebied moet worden beschouwd, werd beheerst door het streven tot een zo duidelijk mogelijk inzicht te komen in het verband tussen gestoorde haemodynamische verhoudingen en vormveranderingen van het ballistocardiogram. In dit verband werd er de voorkeur aan gegeven om gedecompenseerde patiënten, die door hun dyspnoe ook technisch moeilijk zijn te onderzoeken met de laag-frequente methode, van het onderzoek uit te sluiten.

Het onderzoek kan uiteraard nog naar verschillende zijden worden uitgebreid, maar kan nu reeds, zoals eerder betoogd werd, het uitgangspunt zijn voor modelproeven.

### *Historische ontwikkeling en physische grondslagen der ballistocardiographie* (Hoofdstuk I)

De eerste ballistocardiographische registraties werden verricht door Gordon (1877) en Henderson (1905). Beiden maakten gebruik van de zogenaamde laag-frequente methode, waarbij de eigen frequentie van de ballistocardiograaph veel lager is dan de hartfrequentie. Grote moeilijkheden werden hierbij ondervonden van de ademhaling van de proefpersoon.

Eerst enige tientallen jaren later werd door het werk van Starr (1939) de belangstelling voor de ballistocardiographie opnieuw wakker geroepen. Om de moeilijkheden veroorzaakt door de ademhaling te ondervangen werd door Starr de zogenaamde hoog-frequente methode ingevoerd. De frequentie van de ballistocardiograaph is bij deze methode veel hoger dan de hartfrequentie. Gehoopt werd, met behulp van deze methode langs eenvoudige weg het slagvolume te kunnen bepalen. Hiertoe stelde Starr een empirische formule op, die de samenhang tussen de uitslag van de ballistocardiographische curve en het slagvolume aangaf. Bij latere onderzoekingen werd echter geen goede overeenstemming gevonden tussen het aldus berekende en het met behulp van de Fick-methode bepaalde slagvolume.

Nickerson en Curtis (1944) vatten de laag-frequente methode weer op. Zij meenden, dat de relatieve beweging van de proefpersoon ten opzichte van de ballistocardiograaph bij de methode volgens Starr aanleiding gaf tot grote fouten. De gewraakte relatieve beweging bleek bij de laag-frequente methode veel geringer te zijn. De storende invloed van de ademhaling bracht hen er echter toe een compromis te sluiten. Door hen werd daarom als frequentie van de ballistocardiograaph 1,5 Hz. gekozen. Ook zij hebben pogingen aangewend om het slagvolume met hun apparatuur te bepalen.

Dock en Taubman (1949) ontwikkelden een eenvoudige klinische methode, waarbij curven geschreven worden, die vergelijkbaar zijn met die welke verkregen worden met de hoog-frequente methode.

Burger (1953) heeft een physische beschouwing gewijd aan de bestaande methoden. Hij kwam tot de conclusie, dat bij de laag-frequente methode verplaatsingen van het zwaartepunt van het bloed geregistreerd worden, hetgeen ook reeds door Gordon en Henderson naar voren was gebracht. Bij de hoog-frequente methode worden daarentegen de versnellingen van dit zwaartepunt weergegeven of zoals Starr dit uitdrukt, een afbeelding wordt hierbij verkregen van de optredende inwendige krachten. Dit wil zeggen, dat beide methoden principieel dezelfde informatie geven en dat de curven daarbij verkregen

langs eenvoudige mathematische weg in elkaar zijn om te zetten. Practisch is echter de instrumentele opstelling voor de laag-frequente methode veel eenvoudiger dan voor de hoog-frequente methode. Hier komt nog bij, dat de oncontroleerbare relatieve beweging van de proefpersoon ten opzichte van ballistocardiograaph, welke vooral bij de hoog-frequente methode zeer groot is [1], de laatstgenoemde methode aanzienlijk minder aantrekkelijk maakt. Bij geschikte keuze van een laag-frequent ballistocardiograaph wordt de fout veroorzaakt door de relatieve beweging, niet groter dan 6%. Een nadeel van deze methode bestaat hierin, dat de proefpersoon gedurende de registratie de adem moet inhouden.

Het blijkt uit deze beschouwingen, dat het BURGER niet mogelijk was, precies vast te stellen, welke grootheid er bij de methode volgens NICKERSON en CURTIS geregistreerd wordt.

Zoals reeds werd vermeld, worden bij de laag-frequente ballistocardiographie de verplaatsingen van het zwaartepunt van het bloed geregistreerd. De verplaatsingen en bewegingen van dit zwaartepunt worden bepaald door velerlei massaverplaatsingen, die gelijktijdig tot stand komen.

Dit inzicht doet bij ons twijfel rijzen aan de mogelijkheid om één van de massa's, namelijk het slagvolume, uit een ballistocardiogram af te leiden.

VON WITTERN (1953) heeft beide trillingsmogelijkheden, namelijk die van de ballistocardiograaph en van de patient ten opzichte hiervan mathematisch onderzocht. Hij kwam practisch tot dezelfde conclusies als BURGER. Hij heeft er bovendien nog op gewezen, dat er nog een derde trillend systeem is [2], en wel het hart-vaat-levercomplex ten opzichte van het skelet. Dit houdt in, dat met de ballistocardiographie niet de verplaatsingen van het zwaartepunt als zodanig geregistreerd worden, maar de verplaatsingen van het skelet, die op onbekende wijze samenhangen met de massaverplaatsingen van het bloed. Deze omstandigheid vermeerdert de theoretische bezwaren, welke zijn aan te voeren tegen een slagvolume-bepaling langs ballistocardiographische weg.

Wij hebben hieruit de conclusie getrokken, dat wij ons dienden te beperken tot het gebruik van de laag-frequente ballistocardiograaph voor qualitatieve diagnostische doeleinden. In het bijzonder was onze aandacht daarbij gericht op door mechanische oorzaken veranderde circulatie van het bloed.

*Beschrijving van de gebruikte methodiek* (Hoofdstuk II)

De ballistocardiograaph [3] bestaat uit een licht bed, dat aan lange evenwijdige staaldraden opgehangen is, zodanig, dat de frequentie

1) Fig. 2, 3. 2) Fig. 4. 3) Fig. 5.

0,3 Hz. bedraagt. De dempingsgraad wordt door middel van platen, die in bakken met stroop bewegen, geregeld op 0,4, d.w.z. na een stoot uit de evenwichtstoestand treedt een „doorschieting" van 25% op. Het bed is voorzien van een voetenplaat, waardoor de patient zo stevig mogelijk op het bed gefixeerd kan worden. Indien nodig wordt aan de patient een klein luchtkussen gegeven. Het totale gewicht van deze opstelling is 6 kg.

Uit de publicatie van BURGER (1953) blijkt de gekozen frequentie van 0,3 Hz. en dempingsgraad van 0,4 een geschikt compromis te zijn, gelet op de frequentie-karakteristiek en phasedraaiing van de ballistocardiograaph [4].

Een arrêteerinrichting maakt het mogelijk, de patient op eenvoudige wijze op het bed te leggen.

De longitudinale beweging van de ballistocardiograaph wordt deels mechanisch, deels pneumatisch, overgebracht op een kristal microphoon [5]. De door deze microphoon afgegeven spanning wordt met een driekanalige electrocardiograaph geregistreerd. Er is zorg voor gedragen, dat ook lage frequenties onvervormd worden weergegeven (de tijdconstante van de hele electrische opstelling is 1,5 sec.).

Met behulp van genoemde electrocardiograaph is het ook mogelijk, het electrocardiogram, het phonocardiogram en de polscurve als referentiecurve te gebruiken. Door het inbouwen van differentierende ketens [6] kunnen behalve het verplaatsingsballistocardiogram tevens een snelheids- en een versnellingsballistocardiogram worden opgenomen. De volgende combinaties zijn met de gebruikte opstelling mogelijk:

I. Electrocardiogram gelijktijdig met verplaatsing en snelheid.
II. Electrocardiogram gelijktijdig met snelheid en versnelling.
III. Verplaatsing gelijktijdig met snelheid en versnelling.
IV. Electrocardiogram gelijktijdig met verplaatsing en phonocardiogram.
V. Electrocardiogram gelijktijdig met snelheid en phonocardiogram.
VI. Electrocardiogram gelijktijdig met verplaatsing en polscurve.
VII. Electrocardiogram gelijktijdig met snelheid en polscurve.

Opgemerkt moet nog worden, dat bij het uitwerken van de registrogrammen rekening gehouden moet worden met de „time lag" per versterker; deze bedraagt 0,02".

De ballistocardiogrammen werden opgenomen zowel bij diepe inademing als bij diepe uitademing. De invloed van de ademhalingsphase op het ballistocardiogram kon hierdoor worden nagegaan. Er werd zorg voor gedragen, dat de patient of proefpersoon zoveel mogelijk onder basale omstandigheden verkeerde.

Verder werd de afhankelijkheid van het ballistocardiogram van de leeftijd en het geslacht van normale proefpersonen bestudeerd.

Tenslotte zijn de afwijkingen van het normale beeld nagegaan bij patienten, die leden aan enkele aandoeningen van het hart en de grote

4) Fig. 8. 5) Fig. 6. 6) Fig. 7, 7a.

vaten, waarbij het in een aantal gevallen mogelijk was, prae- en post-operatieve beelden onderling en met de normale curve te vergelijken.

*Het ballistocardiogram bij normale proefpersonen* (Hoofdstuk III)

In de literatuur is enige verwarring gerezen met betrekking tot de *nomenclatuur* doordat grootheden van verschillende aard met dezelfde benamingen werden aangeduid. De door STARR (1939) gekozen letters *H, I, J, K* enz., welke dus betrekking hadden op een vervormde versnellingscurve, werden ook door NICKERSON (1944) en DOCK (1949) voor hun methode gebruikt; zelfs werd deze nomenclatuur toegepast op de afgeleiden van het Dock-ballistocardiogram. Voor de nomenclatuur van het met de laag-frequente methode verkregen ballistocardiogram werd daarentegen uitgegaan van BURGERS voorschrift (1953) om de verschillende geregistreerde grootheden met een duidelijk verschillende benaming aan te geven (voor de verplaatsing: *A, B, C, D* etc., voor de snelheid: *a, b, c, d* etc., voor de versnelling: $\alpha$, $\beta$, $\gamma$, $\delta$ etc. [7]).

De *verplaatsingscurve* [8] geeft de longitudinale component weer van een driedimensionale verplaatsing; deze longitudinale component kan weer beschouwd worden als de algebraische som van caudale en craniale lichaamsverplaatsingen. De vorm van de curve wordt bepaald door de anatomische bouw van het hartvaatstelsel en in het bijzonder door de aorta en haar vertakkingen. Er is een „systolisch" deel, begrensd door de hoogste punten van de *B*- en de *D*-top en een „diastolisch" deel, het *DB*-traject.

De *B*-top is het resultaat van de atrium-contractie, de isometrische ventrikel-contractie en de allereerste phase van de uitdrijving uit de ventrikel. Bij verlengd *PR*-interval wordt de atrium-activiteit als een afzonderlijke *A*-top zichtbaar [9].

Het *C*-dal weerspiegelt voornamelijk de reactie van het lichaam op de massaverplaatsing in de aorta ascendens. Dit wordt vooral duidelijk onder pathologische omstandigheden [10].

Het *CD*-traject wordt voornamelijk bepaald door de massaverplaatsing in de aorta descendens en in de arteriën van onderste en bovenste extremiteiten, indien tenminste de armen langs het lichaam gestrekt zijn [11].

Het „diastolische" *DB*-traject is zeer variabel, afhankelijk vooral van de ademhaling; het beloop ervan is weinig gedifferentieerd doordat de massaverplaatsingen in het arteriële systeem, evenals uiteraard in het veneuze in deze periode een gelijkmatig karakter hebben.

Het rechter hart en de longcirculatie hebben normaliter een geringe

7) Fig. 9. Op grond van nog te vermelden waarnemingen, waaruit bleek, dat ook een afzonderlijke atrium-top onder bepaalde omstandigheden zichtbaar kan worden, werd BURGERS oorspronkelijke nomenclatuur uitgebreid met *A, a* en $\alpha$.
8) Fig. 10. 9) Fig. 17a. 10) Fig. 13, 44. 11) Fig. 11a-d, 12a,b.

invloed op de vorm van de curve omdat de massaverplaatsingen in dit deel van het hartvaatstelsel over een korte afstand tot stand komen en na splitsing van de hoofdstam van de art. pulmonalis, tegengesteld ten opzichte van elkaar gericht en nagenoeg loodrecht op de lengte-as van het lichaam verlopen.

Wordt een verplaatsingstop éénmaal naar de tijd gedifferentieerd [12] (*eerste afgeleide of snelheidscurve*), dan wordt deze biphasisch, dat wil zeggen, de top van de gedifferentieerde curve wordt geschreven op het ogenblik, dat het opstijgende been van de verplaatsingstop de „sterkste buiging" vertoont; de plaats van laatstgenoemd punt bepaalt dus het verschil in de tijd tussen het hoogste punt van snelheids- en verplaatsingstop; biphasisch wordt de curve, doordat de snelheid door het nulpunt gaat wanneer de verplaatsing van richting verandert. Op gelijke wijze wordt de *versnellingscurve* (*tweede afgeleide*) triphasisch, omdat, wanneer de snelheid van richting verandert de snelheid door het nulpunt gaat. De snelheidswisseling kan in zulk een korte tijd verlopen, dat met onze meetnauwkeurigheid twee overeenkomstig benaamde punten van eerste en tweede afgeleide in tijd lijken samen te vallen. De benamingen werden steeds aan de toppen (golven) toegekend. Bij de statistische bewerking werd in tweeërlei opzicht van het hoogste punt van de top (golf) gebruik gemaakt [13]: de tijdsrelatie werd gemeten van het hoogste punt van een top tot het diepste punt van een dal of omgekeerd en voor de verhoudingen tussen toppen en dalen van de curve werd bij de afgeleiden de afstand genomen van het hoogste punt van een top of het diepste punt van een dal tot de nullijn. De benaming werd begonnen met *b*, c.q. $\beta$ op de plaats, waar in het „systolische" gedeelte van de curve de eerste duidelijke top waarneembaar was. Tengevolge van de differentiatie moest bij de eerste afgeleide van de letters *a* [7] of *b* t/m *e*, en bij de tweede afgeleide van $\alpha$ [7] of $\beta$ t/m $\zeta$ gebruik gemaakt worden, afgezien van de letters *p* (eerste afgeleide) en $\pi$ (tweede afgeleide), die nog ter sprake komen. Bij de normale verplaatsingscurve daarentegen kon met de letters *A* [7] of *B*, *C* en *D* worden volstaan.

Van een gedetailleerde interpretatie van de afgeleiden naar haemodynamische betekenis werd afgezien, omdat reactieve lichaamssnelheid en -versnelling het bevattingsvermogen spoedig te boven gaan.

Verlengd *PR*-interval [14] en totaal hartblok maken het mogelijk, de atrium-activiteit niet alleen in de verplaatsingscurve, maar óók en veel duidelijker in de afgeleiden, afzonderlijk te herkennen en wel als een *praesystolische a*- c.q. $\alpha$-top; de *b*-top is dan nog behouden en het hoogste punt ervan valt 0.05"-0.06" na het begin van de eerste toon. Bij totaal blok [15] wordt in beginsel hetzelfde gezien. Ook in de normale curve [16] en bij atriumfibrillatie [17] valt het hoogste punt van de

12) Fig. 14. 13) Fig. 21, Tabel I-XIII. 14) Fig. 17a,b,c. 15) Fig. 16a,b,c. 16) Fig. 15. 17) Fig. 18.

*b*-top op nagenoeg dezelfde plaats. Uit deze gegevens werd geconcludeerd, dat normaliter de kleine *a*-top met de *b*-top is versmolten. Deze *b*-top komt onder normale omstandigheden niet alleen tot stand door het effect van de isometrische ventrikelcontractie en de allereerste phase van de uitdrijving – gezien de tijdsrelatie met het begin van de carotispolscurve [18] – maar ook door het effect van de atrium-contractie.

Deze waarnemingen zijn in overeenstemming met de veronderstelling van Brown en Lalla (1952) betreffende de ontstaanswijze van de *H*-top van het hoog-frequente ballistocardiogram (te vergelijken met de $\beta$-top), maar in tegenspraak met de opvatting van Hamilton (1945), die de *H*-top slechts aan de isometrische contractie, en van Nickerson (1949), die deze slechts aan atrium-activiteit wil toeschrijven.

De sluiting van de semilunaire kleppen kon op gelijke wijze gecorreleerd worden met de punten *p* (eerste afgeleide) en $\pi$ (tweede afgeleide). Deze beide punten zijn nagenoeg gelijktijdig en vallen samen met het begin van de tweede toon. Zelfs kon een invloed van de ademhaling op de vorm van dit deel van de curve gevonden worden, overeenkomend met de wisselende splijting van de tweede toon [19]. In dit verband rijst de vraag, of het door ons als punt *p* en $\pi$ gequalificeerde deel van de curve in werkelijkheid niet een top voorstelt, dat wil zeggen een golf en niet alleen een punt, en dus op *één* lijn gesteld moet worden met de toppen en dalen *b*, *c*, *d* enz. Mocht dit zo blijken te zijn, dan dient de nomenclatuur, nu gekozen om enerzijds het verband met het phonocardiogram, en anderzijds de tegenstelling met de als toppen aangeduide curve-gedeelten aan te geven, gewijzigd te worden. De controverse in de literatuur omtrent de localisatie van de klepsluiting (Hamilton e.a. 1945, Tannenbaum e.a. 1952, versus Thompson e.a. 1953 en Gubner e.a. 1953), werd door ons toegeschreven aan de invloed van de aard van de binding tussen lichaam en onderlaag (zie Hoofdstuk I). In dit verband werd opgemerkt, dat vooral het laatste deel van Burgers tweede afgeleide (het onder de nullijn gelegen $e$-$\pi$-$j$-complex) duidelijk verschillend is van het deel van de curve, dat in dezelfde tijd geschreven wordt met hoog-frequente methoden. Het begin van de tweede afgeleide vertoont niet dergelijke grote verschillen met het hoog-frequente ballistocardiogram. Dit is wel verklaarbaar, wanneer men bedenkt, dat de genoemde invloed van de relatieve beweging ten opzichte van de onderlaag zich in het allereerste begin van de systole nog slechts weinig zal doen gelden.

Bij *statistische analyse* van enkele tijdsrelaties en verhoudingen tussen toppen en dalen van het ballistocardiogram [13] van 100 proefpersonen, 10–60 jaar oud, bleek het volgende:

1) Overtuigend werd bevestigd hetgeen reeds op grond van de bestudering van curven bij verlengd *PR*-interval, totaal hartblok en atrium-

18) Fig. 20. 19) Fig. 19a,b.

fibrillatie omtrent de aard van de hoogste punten van de *b*-top, respectievelijk $\beta$-top en de punten *p* en $\pi$ werd vermoed. Er werd namelijk een hoge correlatie gevonden tussen de tijd, verlopend tussen eerste en tweede harttoon en de *bp*-tijd [20]; eveneens wees in deze richting de correlatie tussen hartfrequentie en *bp*-, c.q. $\beta\pi$-tijd en tussen $\beta\pi$- en *QT*-tijd [21].

2) *cd*-tijd en *QC*-tijd, die afhankelijk zijn van de polsgolfsnelheid, worden korter op hogere leeftijd, vooral bij vrouwen; *bp*- en $\beta\pi$-tijd, die niet van de polsgolfsnelheid afhankelijk zijn, veranderen niet met het stijgen van de leeftijd [22].

3) Het punt *p* ligt bij ouderen vaker onder de nullijn, omdat de polsgolfsnelheid dan toeneemt [23].

4) De toppen *d* en *e* en $\delta$ en $\epsilon$ naderen elkaar [24] op hogere leeftijd in grootte.

5) Het *C*-dal wordt bij ouderen minder diep; HENDERSON (1905) verwachtte dit reeds. Vooral bij de door ons onderzochte vrouwen is dit verschijnsel duidelijk waar te nemen [25].

6) De ademhalingsstand beinvloedt de vorm van het „systolische" deel van de curve niet ingrijpend [26]. Dit is in overeenstemming met de zienswijze, dat de resultante van de inwendige krachten, die de vorm van de curve bepalen, een vector is, waarvan de longitudinale projectie geregistreerd wordt. De grootte van deze projectie is afhankelijk van de projectiehoek, die met de ademhalingsstand verandert, waarbij echter de vector zelf ongewijzigd kan blijven. Hieruit volgt, dat de onderlinge verhouding van toppen en dalen van de curve op elk afzonderlijk ogenblik niet behoeft te worden beinvloed.

### *Het ballistocardiogram bij enkele aandoeningen van de grote vaten en het hart* (Hoofdstuk IV)

Vrijwel uitsluitend werden ballistocardiographische bevindingen getoond bij die aandoeningen, waarbij de bloedstroom veranderd is door mechanische oorzaken (stenosen, septum-defecten). Stoornissen van de coronair-circulatie bleven buiten beschouwing, omdat voor een goed gefundeerde waardering van de curve bij deze aandoeningen de normen voor het ballistocardiogram op de „coronaire leeftijd" nauwkeuriger bekend zouden moeten zijn (zie Hoofdstuk III).

1) Afwijkingen van de aortakleppen, de aorta en haar vertakkingen

a) Aortaklep-stenose [27]

In de verplaatsingscurve werden bij 17 onderzochte patienten geen duidelijke afwijkingen gevonden; wel steeds in de snelheidscurve. Deze is gekenmerkt door een „plateau"-vormig *dp*-traject. In de tweede

20) Fig. 22. 21) Fig. 23, 24, 25. 22) Tabel IV, VI, VII, XI. 23) Tabel IXa,b. 24) Tabel VIIIa,b, XIIa,b. 25) Tabel Va,b. 26) Fig. 27–30. 27) Fig. 31a,b,c, 32, 33, 34, 38.

afgeleide was het e-dal minder goed gevormd en was er een sterk uitgesproken $\mathfrak{z}$-dal.

Met hoog-frequente methoden (Brown, 1952 en Van Lingen, 1954) werden afwijkingen gevonden, welke overeenkomen met die in Burgers tweede afgeleide. Het beeld verkregen met de Nickerson-methode (Van Lingen, 1954) vertoont grote gelijkenis met Burgers eerste afgeleide; Van Lingen, die Starrs en Nickersons methoden onderling vergeleek, acht laatstgenoemde van grotere waarde wegens het duidelijke en specifieke beeld, dat hiermee verkregen werd. Het grote belang van de methode-Burger is hierin gelegen, dat deze de mogelijkheid schept om de, met één apparatuur op physisch zo betrouwbaar mogelijke wijze verkregen verplaatsings-, snelheids- en versnellingscurve, direct met elkaar te vergelijken.

b) Coarctatio aortae

Bij 30 patienten werd steeds een karakteristiek beeld gevonden [28]. De eerste afgeleide hierbij vertoont grote gelijkenis met de normale verplaatsingscurve en de tweede afgeleide op haar beurt met de normale eerste afgeleide. Ook de verplaatsingscurve wekt de indruk of de circulatieveranderingen bij coarctatie een integratie van het ballistocardiogram teweeg brengen. Deze zienswijze, zo werd betoogd, zou het uitgangspunt kunnen zijn om in electrische modelproeven na te gaan, in hoeverre de coarctatie als zodanig (welke als een weerstand kan worden opgevat) en het poststenotische deel van de aorta (fungerend als een condensator) tezamen een in de aorta-circulatie geschakelde integrerende keten vormen.

Het coarctatie-patroon bleef in de curve gehandhaafd, wanneer er bovendien een andere aandoening (mitralisstenose, aortaklep-stenose, ventrikelseptum-defect met shunt-omkering) bestond [29]. Dit vormt een steun voor de veronderstelling, dat voornamelijk de aorta de vorm van de curve bepaalt. Na resectie [30] werd een geleidelijke teruggang van de veranderingen in alle gevallen gezien.

Met hoog-frequente methoden werd niet steeds een duidelijk beeld van de prae- en postoperatieve veranderingen verkregen (Nickerson, 1944, Jones and Goulder 1950, Murphy 1950); met de Nickersonmethode werden door dezelfde auteurs reeds betere resultaten bereikt. Omdat met deze methode de verplaatsingscurve niet met haar afgeleiden werd geregistreerd, kon de bovenbeschreven gelijkenis in vorm tussen de eerste afgeleide bij coarctatie en de verplaatsingscurve bij normalen niet worden opgemerkt.

c) Lager gelegen afsluitingen van de aorta en haar vertakkingen

Hierbij werden vooral in de snelheidscurve [31] extra toppen op het

28) Fig. 37a,b,c. 29) Fig. 41a,b,c, 43a, 38. 30) Fig. 40a,b,c, 42a-f, 43b. 31) Fig. 45a,b,c, 46a,b.

afdalende been van de *d*-top gezien, die aan terugkaatsing van de polsgolf tegen de obstructie werden toegeschreven. Overigens vertoonde het beeld gelijkenis met dat wat bij coarctatie gezien werd. Na desobstructie werd in enkele gevallen een aanzienlijke normalisering gevonden [32].

Met de methode-Nickerson (MURPHY 1950) werd wel een verwant beeld verkregen, maar de extra toppen ontbraken vrijwel geheel, hetgeen vermoedelijk het gevolg is van vervorming (zie Hoofdstuk I).

In verband met het voorkomen van bovengenoemde extratoppen werden de moeilijkheden besproken, die eraan verbonden zijn om de nomenclatuur van het pathologische ballistocardiogram in overeenstemming te houden met die van de normale curve. Verwacht mag worden, dat systematische vergelijking van ballistocardiogram en phonocardiogram, respectievelijk carotispolscurve, van groot nut zal zijn voor het oplossen van deze moeilijkheden, en de interpretatie van het pathologische ballistocardiogram in het algemeen zal vergemakkelijken.

2) Aandoeningen van het hart en/of de longcirculatie

Bij de zeer uitgesproken gevallen van *pulmonalisstenose*, *mitralisstenose* en *atriumseptum-defect* werden veranderingen gezien, welke gemeenschappelijke trekken vertoonden. Deze kunnen verklaard worden door de veranderde haemodynamische verhoudingen in de atria. Bij pulmonalisstenose [33] (grote drukschommelingen in en vergroting van het rechter atrium) en mitralisstenose [34] (drukverhoging in het linker atrium en vergroting daarvan) werden grote praesystolische *A*-toppen gezien, waarin de *B*-top schuil gaat; in de snelheidscurve is een duidelijke *a*-top en in de versnellingscurve een duidelijke α-top te onderscheiden. Bij trilogie van FALLOT [35] werden gelijkvormige afwijkingen gezien, maar niet bij tetralogie [36]. Dit laatste werd verklaard op grond van het feit, dat de drukschommelingen in het rechter atrium bij laatstgenoemde aandoening minder groot zijn.

In hoeverre de afwijkingen in het „systolische" deel van de curve, vooral zich uitend in een verdieping van het *c*-dal en een onduidelijke *c-d-p*-traject) aan de drukverhoging in de rechter ventrikel toegeschreven moeten worden, blijft een open vraag. Uit de grote gelijkvormigheid tussen het ballistocardiogram bij mitralisstenose (hoge druk in rechter ventrikel èn in de longslagader) en pulmonalisstenose (hoge druk in rechter ventrikel en lage druk in de longslagader) zou men mogen concluderen, dat de drukverhoging in de longslagader als zodanig de vorm van de curve niet ingrijpend beinvloedt.

Bij *atriumseptum-defect* [37] werden de veranderingen toegeschreven aan recirculatie door en vergroting van het rechter atrium; in alle onderzochte gevallen was de longslagaderdruk normaal. Bij 3 gevallen

32) Fig. 47a,b. 33) Fig. 48a,b,c. 34) Fig. 51a,b,c,d. 35) Fig. 49a,b. 36) Fig. 50. 37) Fig. 52a,b,c.

van *ventrikelseptum-defect* en 5 gevallen van *open ductus Botalli* werden géén afwijkingen in de curve gevonden. Bij de laatstgenoemde aandoeningen passeert het recirculerende bloed wel de rechter ventrikel en de longslagader, maar niet het rechter atrium. Vergrote doorstroming van rechterventrikel en longslagader als zodanig beinvloedt blijkbaar de vorm van de curve niet, althans voor zover het de onderzochte gevallen betreft.

Stelt men het resultaat, verkregen met de methoden van STARR, DOCK en NICKERSON, tegenover dat, verkregen met de methode-Burger met registratie van de afgeleiden, dan wordt men getroffen door het feit, dat een veel volledige beeld kan worden verkregen met laatstgenoemde methode. Dit blijkt bijvoorbeeld bij toestanden, die met een afwijkende atrium-activiteit gepaard gaan (mitralisstenose, pulmonalisstenose, atriumseptum-defect) of bij coarctatie van de aorta. Bij al deze afwijkingen geven verplaatsings- en snelheidscurve, die uitsluitend met de methode-Burger op bevredigende wijze geregistreerd kunnen worden, een duidelijk beeld van hetgeen zich in de circulatie afspeelt; dit is niet het geval, wanneer volstaan wordt met het registreren van versnellingscurve of de afgeleiden hiervan.

Met uitzondering van coarctatie van de aorta is tot dusverre in de ballistocardiographische literatuur weinig aandacht besteed aan de groep aandoeningen van het hartvaatstelsel, die in dit proefschrift werden besproken. Het is aannemelijk, dat zulks toegeschreven mag worden aan het feit, dat de methoden volgens STARR en DOCK slechts een onvolledig beeld geven van de mechanische verschijnselen, die zich in de circulatie afspelen. In hun uitstekend overzicht wijzen SCARBOROUGH e.a. (1952) er dan ook duidelijk op, dat de ballistocardiographie haar belang vooral zou ontlenen aan de bestudering van „non-valvular heart diseases"; aan de andere kant echter wordt in hetzelfde overzicht het bezwaar naar voren gebracht, dat grote voorzichtigheid betracht moet worden bij de interpretatie van het ballistocardiogram bij stoornissen in de coronaircirculatie door het feit, dat boven de leeftijd van 50 jaar abnormale ballistocardiogrammen worden gevonden bij een groot percentage personen zonder aantoonbare afwijkingen van hart en vaten. Dit voorbehoud behoeft niet gemaakt te worden bij de beoordeling van het ballistocardiogram van het merendeel der patienten, lijdende aan klepstenosen, coarctatie van de aorta en septum-defecten, daar deze aandoeningen vooral beneden het vijftigste jaar voorkomen. Zoals uit ons onderzoek blijkt, kunnen met de methode-Burger juist bij deze aandoeningen karakteristieke ballistocardiographische patronen gevonden worden. Het is daarbij vaak mogelijk, op belangrijke punten het principieel verschillende haemodynamische beeld, dat aan elk dezer ziekten ten grondslag ligt, te correleren met de gevonden ballistocardiographische patronen. Het is bijvoorbeeld belangwekkend, dat de vorm van de curve bij ernstige pulmonalis-

stenose, zonder dat er van insufficientie van de rechter ventrikel sprake is, in zulk een belangrijke mate bepaald wordt door een vergroting en abnormale activiteit van het rechter atrium; gegevens verkregen bij hartcatheterisatie en angiocardiographie hadden onze aandacht reeds op het voorkomen van genoemde veranderingen gevestigd. Hieruit blijkt, dat de methode-Burger tevens ons inzicht in circulatieproblemen kan verrijken en perspectieven opent voor nieuwe onderzoekingen.

## SUMMARY

*Historical development and physical basis of ballistocardiography* (Chapter I)

The first ballistocardiographic registrations were performed by GORDON (1877) and HENDERSON (1905). Both applied the so-called low-frequency method. The natural frequency of the ballistocardiograph with this method is much lower than the heart rate and about equal to the frequency of the respiration. Thus the respiratory disturbances of the curve proved to be an insurmountable difficulty.

Only some decades later was interest in ballistocardiography reawakened by the investigations of STARR (1939). To forestall the difficulties caused by respiration STARR designed the so-called high-frequency method. With this method the natural frequency of the ballistocardiograph is much higher than the heart rate. It was expected that cardiac output could thus be determined in a simple way. For this purpose STARR developed an empirical formula to calculate cardiac output from the amplitude of the ballistocardiographic curve. Later investigations failed to demonstrate good agreement between the cardiac output in this manner and that obtained by the FICK-method.

NICKERSON and CURTIS (1944) resumed the low-frequency method. They pointed out that the body of the patient cannot be fixed so rigidly to the ballistocardiograph as to preclude movements of the body relative to the apparatus, which necessarily introduces considerable distortion. Conversely this relative movement appeared to be of much lesser degree with the low-frequency method. To minimise the disturbing influence of respiration however they chose a ballistocardiograph with a somewhat higher natural frequency, viz. 1.5 c/sec., which one may regard as a compromise between high- and low-frequency methods. These investigators also tried to measure cardiac output with their method.

For clinical use DOCK and TAUBMAN (1949) developed a simple method which yields curves comparable to those obtained with the high-frequency method.

BURGER (1953) studied the current methods from a physical point of view. He concluded that the displacements of the center of gravity of the blood are registered with the low-frequency method as had been pointed out earlier by GORDON and HENDERSON. With the high frequency method, on the contrary, accelerations of this center of gravity, or as STARR puts it, a picture of the internal forces, is obtained. This means that both methods give essentially the same information; the curves obtained in both ways can be mutually transposed by simple

mathematical calculation. For practical purposes, however, the construction of the low-frequency apparatus is much simpler than STARR's high-frequency one. Moreover, the uncontrollable movement of the body relative to the ballistocardiograph is considerable with the high-frequency method [1] and constitutes a great disadvantage. If an appropriate low-frequency ballistocardiograph is selected, the inaccuracy caused by this relative movement does not exceed 6%. One drawback of this method is that the subject must hold his breath during registration.

BURGER stated that it is not possible to define exactly the nature of the value which is registered with the low-frequency method of NICKERSON and CURTIS.

While the ballistocardiogram constitutes a registration of the movements of the center of gravity of the blood, it should be pointed out that this movement is determined by many simultaneous mass displacements. It is therefore doubtful in our opinion whether a ballistocardiographic determination of cardiac output i.e., of only one of the mass displacements involved, will prove attainable.

VON WITTERN (1953) examined mathematically the relationship between the vibratory qualities of the body mechanical system and those of the ballistocardiographic table system. His conclusions virtually parallelled those of BURGER. In addition he stressed the influence of a third vibrating system [2], i.e., the masses of heart and liver, vibrating relative to the skeleton. Thus, he reasoned, the ballistocardiograph does not register the displacements of the center of gravity as such but rather the displacements of the skeleton, which in an unknown way are dependent upon the mass displacements of the blood. This circumstance enhances the theoretical objections which can be raised against ballistocardiographic determination of cardiac output.

In the light of the preceding facts we determined to limit our study to the applicability of the low-frequency ballistocardiograph to qualitative diagnostic purposes. Particularly our attention was directed towards circulatory changes due to mechanical causes situated in the heart and the great vessels.

### *Description of the method used* (Chapter II)

The ballistocardiograph [3] consists of a light bed suspended from the ceiling by long parallel steel cables (30 mm of diameter); its natural frequency is 0,3 c/sec.. The degree of damping (0.4) is adjusted by freely moveable plates set in pans filled with a viscous fluid (molasses) in such a way that when displaced from its equilibrium the swing overshoots by 25%. At the foot-end of the bed a vertical plate enables the patient to make firm contact, thus securing a better fixation of the

1) Fig. 2, 3. 2) Fig. 4. 3) Fig. 5.

swing to the patient. If necessary, s small air-cushion is given to the patient. The total weight of the bed is 6 Kg.

From BURGER's publication (1953) the chosen frequency of 0.3 c/sec. and the degree of damping of 0.4 appears to be a suitable compromise with regard to the frequency- and phase-characteristic of the ballistocardiograph [4].

An arresting mechanism makes it possible to lay the patient on the bed without unnecessary disturbance to the swing.

The longitudinal movement of the ballistocardiograph is transferred, partly mechanically and partly pneumatically, to a crystal microphone [5]. The output of this microphone is amplified and registered with the aid of a three channel electrocardiograph. Attention is devoted toward undistorted registration of all frequencies particularly of the lower range (the time constant of the electrical apparatus as a whole is 1.5 sec.).

With the three channel electrocardiograph it is possible to use the electrocardiogram, the phonocardiogram and the pulse curve as reference curves. By using differentiating circuits [6], a velocity- and an acceleration ballistocardiogram can be registered in addition to the displacement ballistocardiogram. The following combinations are possible with this arrangement:

I. Electrocardiogram simultaneous with displacement and velocity.
II. Electrocardiogram simultaneous with velocity and acceleration.
III. Displacement simultaneous with velocity and acceleration.
IV. Electrocardiogram simultaneous with displacement and phonocardiogram.
V. Electrocardiogram simultaneous with velocity and phonocardiogram.
VI. Electrocardiogram simultaneous with displacement and pulse curve.
VII. Electrocardiogram simultaneous with velocity and pulse curve. It must be noted that in working out the curves one ought to consider the time lag per amplifier: this amounts to 0,02".

The ballistocardiograms were registered both during deep inspiration and during deep expiration. In this way the influence of the respiration phase on the ballistocardiogram was studied. Moreover attention was given that the patient was under basal conditions as far as possible.

In addition, the influence of sex and age upon the ballistocardiograms of apparently normal persons was examined.

Finally the shape of the curve was studied in certain diseases of the heart and great vessels, e.g., valvular stenoses, septal defects, and coarctation of the aorta. These curves have been compared with the previous established features of the normal ballistocardiogram. In many cases the ballistocardiogram was registered pre- and postoperatively.

4) Fig. 8. 5) Fig. 6. 6) Fig. 7, 7a.

Certain ambiguities have arisen in the literature with regard to *nomenclature* through the indiscriminate use of identical terms to signify values of different nature. The letters *H, I, J, K* etc. chosen by STARR (1939), which were related to a distorted acceleration curve, were also used by NICKERSON (1944) and DOCK (1949) for their method; indeed, this nomenclature was even applied to the derivatives from the DOCK ballistocardiogram. For the nomenclature of the ballistocardiogram obtained by the low-frequency method, on the other hand, precedent was set by BURGER's precept (1953) whereby the various values registered were each indicated by distinctive symbols, namely *A, B, C, D* etc. for the displacement; *a, b, c, d* etc. for the velocity and $\alpha$, $\beta$, $\gamma$, $\delta$ etc. for the acceleration [7].

The *displacement curve* [8] represents the longitudinal component of a three dimensional displacement. This longitudinal component can further be considered the algebraic sum of caudad and craniad displacements of the body. The form of the curve is determined by the anatomical structure of the cardiovascular system and in particular that of the aorta and its branches. There is a „systolic" part delimited by the peaks of the *B*- and *D*-waves and a „diastolic" part, the *DB*-trajectory.

The *B*-wave is the composite result of atrial-, isometric ventricular contraction and the initial phase of ventricular ejection. With a prolonged *PR*-interval atrial activity is seen as a separate *A*-wave [9].

The *C*-wave is predominantly due to the reaction of the body to the mass displacement in the ascending aorta. This is particularly obvious in pathological conditions [10].

The *CD*-trajectory is determined mainly by the mass displacement in the descending aorta and the arteries of the upper and lower extremities, provided that the arms are extended alongside the body [11].

The „diastolic" *DB*-trajectory is extremely variable but is largely dependent upon respiration; its course is little differentiated since mass displacements in the arterial system and inherently in the venous system have a gradual character during this period.

Normally the right heart and the pulmonary circulation have little influence upon the form of the curve because the mass displacement in this part of the cardiovascular system occurs within a short distance and following bifurcation of the pulmonary artery is divided into two components – mutually opposed in direction – which proceed virtually perpendicularly to the long axis of the body.

A single differentiation with regard to time of a displacement wave

7) Fig. 9. On the basis of observations to be mentioned later, which indicated that under certain circumstances a separate atrial wave can become visible, BURGER's original nomenclature was enlarged to include *A*, *a* and $\alpha$.
8) Fig. 10. 9) Fig. 17a. 10) Fig. 13, 44. 11) Fig. 11a-d, 12a,b.

renders it biphasic [12], i.e. the peak of the differentiated curve is registered at the instant at which the slope of the ascending leg of the displacement wave is maximal. The location of the latter on the curve determines the difference in time between the respective peaks of the *velocity-* (*first derivative*) and displacement curve. The curve is biphasic because the velocity falls to zero whenever displacement undergoes a reversal of direction. In a similar way the *acceleration curve* (*second derivative*) becomes triphasic [12], i.e. the acceleration traverses the null point at both reversals of direction of velocity. The change in velocity can occur in so little time that with our measuring accuracy two corresponding given points of first and second derivation appear to coincide in time.

Letters were assigned to the entire waves, while in the statistical analysis the peaks of the waves have been utilised in a dual sense [13]. First, the time relationship is measured from the peak of a positive wave to the deepest point of a negative wave (or inversely) and second, in calculating the ratio between the positive and negative waves the peak of one wave and the deepest point of the other, respectively, were evaluated according to their distance from the base line. The last procedure was applicable only to the derivatives (cf. fig. 21).

Identification is begun at the place at which the first clearly distinguishable wave was observe in the „systolic" part of the curve with *b* or $\beta$. In consequence of the differentiations the letters *a* [7] or *b* through *e* had to be used to signify the first derivative and the greek letters $\alpha$ [7] or $\beta$ through $\zeta$ used to signify the second derivative, exclusive of the letters *p* (first derivative) and $\pi$ (second derivative) which are used to describe points which are to be discussed later. The letters *A* [7] or *B*, *C* and *D* were deemed sufficient to describe the displacement curve.

A detailed interpretation of the hemodynamic significance of the derivatives was eschewed because the concepts of reactive bodily velocity and acceleration soon defy comprehension.

Not only in the displacement curve but also and much more clearly in the derivatives, prolonged *PR*-interval [14] and total heart block render feasible distinct recognition of the atrial activity, as a presystolic *a-* (or $\alpha$-) wave. The *b*-wave is still retained and its peak falls 0.05 to 0.06 seconds after initiation of the first heart sound. In principle, the same circumstance is observed in total block [15]. Also in the normal curve [16] and with atrial fibrillation [17] the peak of the *b*-wave falls virtually in the same place. It may be concluded from these data that the small *a*-wave normally merges with the *b*-wave. Under ordinary circumstances the latter arises not only through the effect of the isometric ventricular contraction and the initial phase of

12) Fig. 14. 13) Fig. 21, Table I-XIII. 14) Fig. 17a,b,c. 15) Fig. 16a,b,c. 16) Fig. 15. 17) Fig. 18.

the ejection – in view of the time relationship with the beginning of the carotid pulse [18] – but also through the effect of atrial contraction.

These observations are in agreement with the assumption of BROWN and LALLA (1952) regarding the mode of origin of the *H*-wave of the high frequency ballistocardiogram (comparable to the $\beta$-wave), but in contradiction to the concepts of HAMILTON and NICKERSON, who attribute the *H*-wave only to isometric contraction and atrial activity respectively.

The closure of the semilunar cusps could be similary correlated with the points $p$ (first derivative) and $\pi$ (second derivative). These points coincide simultaneous with the beginning of the second heart sound. There was even detectable a respiratory influence on the formation of this part of the curve which influence corresponds with the variable splitting of the second sound [19]. In this connection the question arises whether the part of the curve which we have designated as point $p$ (and $\pi$) does not in reality represent a wave and not merely a point, and therefore is admissible to the category of waves (positive or negative) such as $b$, $c$, $d$ etc. If this should be so, the nomenclature now in use should be adapted accordingly. The letters $p$ and $\pi$ were now chosen to stress the connexion with the phonocardiogram and to point out the contrast with the parts of the curves designated as waves. The controversy in the literature regarding the localisation of the closure of the semilunar cusps (HAMILTON e.a. 1945, TANNENBAUM e.a. 1952, as opposed to THOMPSON e.a. 1953 and GUBNER e.a. 1953) was ascribed by us to the influence of the nature of the binding between body and underlayer (see Chapter I). It was remarked in this connexion that especially the last part of BURGER's second derivative (the $\epsilon$-$\pi$-$\jmath$-complex situated below the base line) is clearly aberrant from the part of the curve recorded at the same time by high frequency methods. The initial part of the second derivative reveals no such large variation from the high frequency ballistocardiogram. This may be explained by the fact that movement of the body relative to the underlayer will exert but little influence in the very first phase of systole.

*Statistical analysis* of certain time relationships and ratios between positive and negative waves collected from ballistocardiograms of 100 apparently normal persons, 10 tot 60 years of age, reveals the following: 1) Convincing evidence was obtained regarding the earlier surmises as to the nature of the peaks of the $b$-wave (or $\beta$-wave respectively) and the points $p$ (and $\pi$) on the basis of studies of curves registered in patients having prolonged *PR*-intervals, total heart block or atrial fibrillation. A high correlation was found to exist between the time which elapsed between the first and second heart sounds and the $bp$ interval [20]. The correlation between heart frequency and the $bp$ or $\beta\pi$

18) Fig. 20. 19) Fig. 19a,b. 20) Fig. 22.

interval respectively also pointed in this direction, as did that between $\beta\pi$ and $QT$ interval [21].

2) The $cd$ interval and the $QC$ interval which are dependent upon the velocity of the pulse wave shorten with ncreasing age, especially in women. The $bp$ and $\beta\pi$ intervals, which are independent of the pulse wave velocity, do not change with increasing age [22].

3) Because the velocity of the pulse wave increases with the age of the subject, point $p$ lies more frequently below the base line, in the fifth through the seventh decade [23].

4) Waves $d$ and $e$ and $\delta$ and $\epsilon$ respectively approach each other [24] in magnitude in the range of 40–60 years of age.

5) The C-wave is more shallow in the aged. HENDERSON had already anticipated this in 1905. This was especially evident in the women examined by us [25].

6) The respiratory phase does not markedly influence the form of the „systolic" portion of the curve [26]. This is in agreement with the concept that the resultant of the internal forces which determine the form of the curve is a vector the longitudinal projection of which fluctuates with the respiration phase. The interrelation of the longitudinal components existing at each given instant may remain constant irrespective of the respiration.

*The ballistocardiogram in certain pathological conditions of the great vessels and the heart* (Chapter IV)

The ballistocardiographic findings illustrated represent almost exclusively conditions in which the blood circulation is changed due to mechanical causes (stenoses, septal defects). Disturbances of the coronary circulation were excluded from consideration because the norms for the ballistocardiogram with regard to „coronary age" would have to be more accurately known for a well based evaluation of the curves in these conditions (see Chapter III).

1) Pathological conditions of the aortic valves, the aorta and its branches

a) Aortic valvular stenosis [27]

While no clear-cut alterations were found in the displacement curve of seventeen investigated patients, changes did appear invariably in the velocity curves. This is characterized by a „plateau" formed $d$-$p$ trajectory. In the second derivative the $\epsilon$-wave is less pronounced, and there is a marked $\jmath$-wave.

BROWN (1952) and VAN LINGEN (1954) have found alterations with high-frequency methods which correspond with those in BURGER's

21) Fig. 23, 24, 25. 22) Table IV, VI, VII, XI. 23) Table IXa,b. 24) Table VIIIa,b, XIIa,b. 25) Table Va,b. 26) Fig. 27–30. 27) Fig. 31a,b,c, 32, 33, 34, 38.

second derivative. The general shape of the curve acquired with the NICKERSON method (VAN LINGEN) resembles strongly BURGER's first derivative. VAN LINGEN, who compared the STARR and NICKERSON methods with each other, deems the latter to be of greater value in view of the clearer and specific picture provided thereby. The great importance of the BURGER method lies in the facility with wich it furnishes opportunity to compare directly the displacement-, velocity-, and acceleration curves with the aid of a single apparatus; the latter being designed to provide the greatest physical reliability possible so far.

b) Coarctation of the aorta

A characteristic pattern appeared consistently among 30 patients [28]. The first derivative is strongly reminiscent of the normal displacement curve and in turn the second derivative resembles the normal first derivative. The displacement curve also creates the impression that the circulatory changes accompanying coarctation induce an integration of the ballistocardiogram. This viewpoint may furnish a point of departure for further studies employing an electrical model. It appears possible that the coarctation itself which can be visualized as a resistance together with the poststenotic part of the aorta functioning as a condenser may form an integrating circuit interposed in the aortic circulation.

The coarctation pattern remained constant in the curve whenever there existed a concomitant condition [29], e.g., mitral stenosis, aortic valvular stenosis, or a ventricular septal defect with reversal of the shunt. This provides some support to the assumption mentioned earlier that the aorta largely determines the shape of the curve. A gradual alleviation of the alterations was seen to follow resection of the coarctation, in all cases [30].

High-frequency methods did not always furnish a clear picture of the preoperative and postoperative changes (NICKERSON 1949, JONES and GOULDER 1950, MURPHY 1950). The same writers had already acquired better results using the NICKERSON method. Because the displacement curve was not registered with its derivatives by this method, the above-described similarity in form between the first derivative in coarctation and the normal displacement curve was not noted.

c) Obstructions of the aorta situated at a lower level and of its branches to the lower extremities [31]

Extra waves were found in the descending part of the *d*-wave of the velocity curve and might be explained by the reflection of the pulse wave against the obstruction. Otherwise the picture resembled that seen in coarctation. After removal of the obstruction the additional waves

28) Fig. 37a,b,c. 29) Fig. 41a,b,c, 43a, 38. 30) Fig. 40a,b,c, 42a-f, 43b. 31) Fig. 45a, b,c, 46a,b.

tended to disappear in some cases [32]. A related picture was obtained by the NICKERSON method (MURPHY 1950), but the feature of the additional waves was almost entirely lacking, presumably due to the distortion inherent in this method (see Chapter I).

In connection with the occurrence of the additional waves, mentioned above, the difficulties were discussed, which are connected with the maintenance of nomenclature for the pathologic ballistocardiogram in accordance with that of the normal curve. It may be anticipated that systematic comparisons of ballistocardiogram with phonocardiogram and carotid pulse curve will prove of great value to the solution of these difficulties, and will facilitate interpretation of the pathologic ballistocardiogram in general.

2) Diseases of the heart and/or the pulmonary circulation

In the very pronounced cases of *valvular pulmonic stenosis, mitral stenosis* and *atrial septal defect* changes in the curve were observed which had traits in common. It is possible to explain these changes on the basis of the disturbed hemodynamics in the atria. In valvular pulmonic stenosis [33] (considerable fluctuations in pressure within the right atrium and enlargement thereof) and mitral stenosis [34] (elevation of pressure within the left atrium and enlargement thereof) large presystolic *A*-waves were seen in which the *B*-waves were concealed; distinct *a* and *a*-waves were discernible in the velocity and acceleration curves respectively. In valvular pulmonic stenosis with intact ventricular septum and patent foramen ovale [35] similar changes were observed, but they were not seen in tetralogy of FALLOT [36]. This was explained by the fact that the fluctuations in pressure in the right atrium are of minor degree in the last-mentioned condition.

The extent to which anomalies of the „systolic" portion of the curve, especially deepening of the *c*-wave and an indistinct *c-d-p*-trajectory, must be ascribed to the elevation of pressure in the right ventricle remains doubtful. The broad similarity between the ballistocardiogram in mitral stenosis (high pressure in both the right ventricle and the pulmonary artery) and valvular pulmonic stenosis (high pressure only in the right ventricle with low pressure in the pulmonary artery) permits one to conclude that elevation of pressure in the pulmonary artery in itself is perhaps of but minor importance in shaping the curve.

The changes of the curve in *atrial septal defect* [37] were ascribed to recirculation through and enlargement of the right atrium; in all cases examined the pulmonary artery pressure was normal. No changes were found in the 5 cases of *patent ductus arteriosus* and the 3 cases of *ventricular septal defects*, i.e. conditions in which recirculation of the

32) Fig. 47a,b. 33) Fig. 48a,b,c. 34) Fig. 51a,b,c,d. 35) Fig. 49a,b. 36) Fig. 50. 37) Fig. 52a,b,c.

blood takes place by way of the right ventricle and pulmonary artery, but not of the right atrium. An increased flow through the right ventricle and pulmonary artery apparently does not necessarily influence the shape of the curve.

In confronting the results obtained by the methods of STARR, DOCK and NICKERSON with those obtained by the method according to BURGER, including registration of the derivatives, one is struck by the fact that a much completer and less distorted picture can be obtained with the latter method. In conditions such as abnormal atrial activity (mitral stenosis, pulmonic valvular stenosis, atrial septal defect) and of coarctation of the aorta, the displacement and velocity curve which can be studied satisfactorily only with the BURGER-method are by far superior to the acceleration curve from a diagnostic point of view.

With the exception of coarctation of the aorta, little attention has been directed in the literature to date towards the group of cardiovascular diseases discussed in this thesis. It must be assumed that this is due to the fact that the methods of STARR and DOCK are unable to give a complete picture of the mechanical events in the circulation. In their excellent review SCARBOROUGH et al. (1952) contended that the clinical importance of ballistocardiography is virtually limited to non-valvular heart diseases. On the other hand they point out that interpretation of the ballistocardiogram in disturbances of the coronary circulation should be carried out cautiously considering the high percentage of abnormal ballistocardiograms found in apparently healthy individuals above fifty years of age. The younger incidence in the majority of patients with stenotic valvular disease, coarctation of the aorta, or septal defects meets these precautions. Indeed, it will be evident from the results of the present study that these conditions show characteristic ballistocardiograms with BURGER's method. The typical patterns obtained in this way can, at least in certain salient points, be correlated with the fundamentally different hemodynamic states which underlie them. In severe valvular pulmonic stenosis, without right ventricular insufficiency, for instance, it is interesting to note that the abnormal activity and enlargement of the right atrium, which had already drawn our attention, because of findings with heart catheterization and angiocardiography, are of primary importance in shaping the ballistocardiogram. It appears therefore that the method according to BURGER is able to enrich our insight into problems of the circulation and portends new fields of cardiac research.

## LITERATUUR


ABRAMSON, E.: Die Rückstosskurve des Herzens (Kardiodynamogramm). Skandinav. Archiv.f.Physiol. **66**, 191, 1933.

ANGENHEISTER, G. und LAU, E.: Seismographische Aufnahmen der Herztätigkeit. Naturwissenschaften **16**, 513, 1928.

ARBEIT, S.R. and LINDNER, N.: A new fullfrequency-range calibrated ballistocardiograph I. Am. Heart J. **45**, 52, 1953.

ASHMAN, R. and HULL, E.: Essentials of electrocardiography. The MacMillan, New York, 2nd ed., 1941.

BOUHUYS, A.: High-frequency ballistocardiography. Proceedings Koninkl. Nederl. Akademie van Wetenschappen, Amsterdam. Series C, **55**, no 2, 126, 1952.

BRAUNSTEIN, J.R.: A proposed nomenclature and convention for recording the ballistocardiogram. Circulation **7**, 927, 1953.

BROCK, R.C. and CAMPBELL, M.: Valvulotomy for pulmonary stenosis. British Heart J. **12**, 403, 1950.

BROM, A.G.: De coarctatio aortae en haar behandeling. Diss. Leiden, 1951.

BROWN, H.R., DE LALLA, V., EPSTEIN, M.A., HOFFMAN, M.Y.: Clinical ballistocardiography. New York, The MacMillan Company 1952.

BURGER, H.C. en BURGER, G.C.E.: Medische physica. Amsterdam, N.V. Noordhollandsche Uitgevers Maatschappij, 1949, p. 281.

BURGER, H.C., NOORDERGRAAF, A. and VERHAGEN, A.M.W.: Physical basis of the low-frequency ballistocardiograph. Am.Heart J., **46**, 71, 1953.

CATHCART, R.T., FIELD, W.W. and RICHARDS, D.W. Jr: Comparison of cardiac output determined by the ballistocardiograph and by the direct Fick-method. J.Clin.Investigation, **32**, 5, 1953.

COURNAND, A. and RANGES, H.A.: Catheterization of the right auricle in man. Proc.Soc.Exper.Biol. and Med. **46**, 641, 1941.

COUTTS TROTTER: Note on Mr GORDON's paper „On certain molar movements, etc." J.of Anat. and Physiol. **11**, 755, 1877.

DAVIS, F.W. Jr., SCARBOROUGH, W.R., MASON, R.E., SINGEWALD, M.L. and BAKER, B.M. Jr.: The ballistocardiogram in mitral stenosis. Circulation **7**, 1953, 503.

DOCK, W., MANDELBAUM, H. and MANDELBAUM, R.A.: Ballistocardiography. The application of the direct ballistocardiograph to clinical medicine St Louis, The C.V. Mosby Cy 1953.

DOCK, W. and TAUBMAN, F.: Some technics for recording the ballistocardiogram directly from the body. Am.J.Med. **7**, 751, 1949.

EDWARDS, J.E., in: Pathology of the heart. Edited by S.E.GOULD, page 277. Charles C.Thomas, Springfield, Illinois, U.S.A., 1953.

ENGLE, M.A. and TAUSSIG, H.B.: Valvular pulmonic stenosis with intact ventricular septum and patent foramen ovale. Circulation **2**, 481, 1950.

ELSBACH, H.: Klinische diagnostiek der aortaklep-stenose. Ned.Tijdschr. v.Geneesk. **98**, 1478, 1954.

FICK, A.: Ueber die Messung des Blutquantums in den Herzventrikeln. Sitz. Ber. der phys.-med. Gesellsch. zu Würzburg 1870.

FISHER, R.A.: Statistical methods for research-workers. Oliver and Boyd, Edinburgh, X. edit. 1948, p. 78.

GORDON, J.W.: On certain molar movements of the human body produced by the circulation of the blood. J.of Anat. and Physiol. **11**, 533, 1877.

GORLIN, R. and GORLIN, S.G.: Hydraulic formula for calculation of the area of stenotic mitral valve, other cardiac valves and central circulatory shunts, I. Am.Heart J., **41**, 1, 1951.

GROSS, R.E.: Coarctation of the aorta. Circulation **7**, 757, 1953.

GUBNER, R.A., RODSTEIN, M. and UNGERLEIDER, H.E.: Ballistocardiography, an appraisal of technic, physiologic principles and clinical value. Circulation, **7**, 268, 1953.

GUPTA, T.C. and WIGGERS, C.J.: Basic hemodynamic changes produced by aortic coarctation of different degrees. Circulation **3**, 17, 1951.

HAMILTON, W.F., DOW, P. and REMINGTON, J.W.: The relationship between the cardiac ejection curve and the ballistocardiographic forces. Am.J.Physiol. **144**, 557, 1945.

HAMILTON, W.F., REMINGTON, J.W. and DOW, P.: The determination of the propagation of velocity of the arterial pulse wave. Am.J.Physiol. **144**, 521, 1945.

HANSEN, A.T., ESKILDSEN, P. and GOTZSCHE, H.: Pressure curves from the right auricle and the right ventricle in chronic constrictive pericarditis. Circulation, **3**, 881, 1951.

HEALD, C.B. and TUCKER, W.S.: The recoil curves as shown by the hot wire microphone. Proc.Roy.Soc. (London), series B: **93**, 281, 1922.

HENDERSON, Y.: The Mass-movements of the circulation as shown by a recoil curve. Am.J.Physiol., **14**, 287, 1905.

JONES, R.J., GOULDER, E.: An empiric approach to the interpretation of the low frequency critically damped ballistocardiogram. Circulation **2**, 756, 1950.

JONGBLOED, J.: Ballistographie. Ned.Tijdschr.v.Geneesk.: **95**, 2122, 1951.

JONGE, H.DE en WIELENGA, G.: Statistische methoden in de psychologie. J.B.Wolters, Groningen-Djakarta, 1953.

DE LALLA, V. Jr, and BROWN, H.R. Jr: The respiratory variation of the Ballistocardiogram. Am.J.Med.: **9**, 728, 1950.

DE LALLA, V. Jr, EPSTEIN, M.A. and BROWN, H.R. Jr: Analysis of the H-wave of the ballistocardiogram. Circulation **2**, 765, 1950.

LEVINE, S.A. and HARVEY, W.P.: Clinical auscultation of the heart. W.B. Saunders Co., Philadelphia and London 1949. p. 16.

VAN LINGEN, B., GEAR, J.H., WHIDBORNE, J.H. and LISTER, M.L.: The ballistocardiogram in aortic stenosis. Am.Heart.J. **47**, 560, 1954.

MAASZ, H.: Ueber ein verfahren zur Messung der Anspannungs- und Austreibungszeit beim Menschen. Zeitschrift f. Kreislaufforschung **38**, 228, 1949.

MASTER, A.M., DONOSO, E., PORDY, L. and CHESKY, K.: The ballistocardiogram in peripheral vascular disease. Am.Heart J. **46**, 180, 1953.

MATHERS, J.A.L., NICKERSON, J.L., FLEMING, T.C. and PATTERSON, M.C.: Abnormal ballistocardiographic patterns in cardiovascular disease as recorded with the low-frequency critically damped ballistocardiograph. Am. Heart J. **40**, 390, 1950.

MESSER, A.L., COUNIHAN, T.B., RAPPAPORT, M.B. and SPRAGUE, H.B.: The effect of cycle length on the time of the occurrence of the first heart sound and opening snap in mitral stenosis. Circulation **7**, 241, 1951.

MURPHY, R.A. Jr: Ballistocardiographic pattern in intraluminal aortic obstructions. Am.Heart J. **39**, 174, 1950.

NICKERSON, J.L.: Some observations on the ballistocardiographic pattern, with special reference to the H- and K-waves. J.Clin.Investigation **28**, 369, 1949.

NICKERSON, J.L. and CURTIS, H.J.: The design of the ballistocardiograph. Am.J.Physiol. **142**, 1, 1944.

NICKERSON, J.L., HUMPHREYS, G.A., DETERLING, R.A., FLEMING, F.C. and MATHERS, J.L.: Diagnosis of coarctation of the aorta with the aid of the low-frequency critically damped ballistocardiograph. Circulation **1**, 1032, 1950.

NICKERSON, J.L. and MATHERS, J.A.L.: A Study of the physical properties of the ballistocardiograph. Am.Heart J. **47**, 1, 1954.

NICKERSON, J.L., WARREN, J.V. and BRANNON, G.S.: The cardiac output in man, studies with the low-frequency critically damped ballistocardiograph and the method of right atrial catheterization. J.Clin.Investigation **26**, 1, 1947.

PIERCE, J.R., CHRISTIANSON, L. and WALKER, R.P.: Time relationships of ballistocardiographic movements. Am.Heart.J. **46**, 329, 1953.

RAPPAPORT, M.B., SPRAGUE, H.B. and THOMPSON, W.B.: Ballistocardiography, I. Physical considerations, Circulation, **7**, 229 ,1953.

REISSMANN, K.R. and GREY DIMOND, E.: Torsion ballistocardiography: with special reference to patterns in surgically amenable cardiovascular diseases. Circulation **8**, 585, 1953.

SALANS, A.H., KATZ, L.N., GRAHAM, G.R., GORDON, A., ELISBERG, E.I. and GEBER, A.: A study of the central and peripheral arterial pressure pulse in man. Circulation **4**, 510, 1951.

SCARBOROUGH, W.R., MCKUSICK, V.A. and BAKER, B.M. Jr: The ballistocardiogram in constrictive pericarditis; before and after pericardiectomy. Bull. John Hopkins Hosp. **90**, 43, 1952.

SCARBOROUGH, W.R., DAVIS, F.W. Jr, BAKER, B.M., MASON, R.E., SINGEWALD, M.L., LOVE, S.A. and FOX, L.M.: A ballistocardiographic study of 369 apparently normal persons. Am.Heart.J. **45**, 161, 1953.

SCARBOROUGH, W.R., DAVIS, F.W., BAKER, B.M., MASON, R.E. and SINGEWALD, M.L.: A review of ballistocardiography. Am.Heart.J. **44**, 910, 1952.

SMITH, J.E.: A calibrated bar-magnet velocity meter for use in ballistocardiography. Am.Heart.J. **44**, 872, 1952.

SMITH, J.E. and BRYAN, S.: Studies of frequency response in ballistocardiography. Am.Heart J. **45**, 40, 1953.

SMITH, J.E. and BRYAN, S.: Simultaneous calibrated recording of displacement, velocity and acceleration in ballistocardiography. Am.Heart.J. **45**, 715, 1953.

SMITH, J.E., and ROSENBAUM, R.: Studies of the effect of a second degree of freedom in ballistocardiography. Am.Heart.J. **46**, 799, 1953.

SNEDECOR, G.W.: Statistical methods. The Down State College Press, Ames Iowa, 1946, 4th ed.

SNELLEN, H.A.: in Vorderingen der Geneeskunst 1949–1952. Universitaire Pers Leiden, Leiden 1953.

SNELLEN, H.A.: De Röntgenologische diagnostiek der sclerose van hart en aorta. Diss. Leiden 1939.

SOLDATI, L.DE, NAVARRO, R. et MEJIHA, R.H.; Le ballistocardiogramme dans quelques lésions et malformations congénitales. Archives des maladies du coeur et des vaisseaux **1**, 108, 1952.

STARR, I. and FRIEDLAND, C.: On the cause of respiratory variation of the Ballistocardiogram with note on sinus arhytmia. J.Clin.Investigation: **25**, 53, 1946.

STARR, I., RAWSON, A.J., SCHROEDER, H.A. and JOSEPH, N.R.: Studies on the estimation of cardiac output in man and of abnormalities in cardiac function, from the heart's recoil and the blood impact; the Ballistocardiogram. Am.J.Physiol., **127**, 1, 1939.

TANNENBAUM, O., SCHACK, J.A. and VESELL, H.: Relationship between ballistocardiographic forces and certain events in the cardiac cycle. Circulation, **6**, 586, 1952.

TAUSSIG, H.B.: Congenital malformations of the heart. Commonwealth Fund, New York, 1947.

THOMPSON, W.B., RAPPAPORT, M.B., and SPRAGUE, H.B.: Ballistocardiography II: The normal ballistocardiogram. Circulation **7**, 321, 1953.

VAN DER VAART, H.R.: Gebruiksaanwijzing voor de toets van WILCOXON, Rapport $S_{32}$ (114), Mathematisch Centrum, Amsterdam 1950.

VENMING, B.M.: Aneurysms of the sinuses of Valsalva. Am.Heart J. 42: **57**, 1951.

WALKER, R.P., REEVES, T.J., WILLIS, K., CHRISTIANSON, L., PIERCE, J.R. and KAHN, D.: The effect of surface and recording technique on the direct ballistocardiogram. Am.Heart J., **46**, 166, 1953.

WIGGERS, C.J.: Circulatory Dynamics. New York, Grune and Stratton 1952.

WITTERN, W.VON: Ballistocardiography with elimination of the influence of the vibration properties of the body. Am.Heart J. **46**, 705, 1953.

TABEL I

De statistisch bewerkte waarden van verhoudingen tussen toppen en dalen en tijdsrelaties van de curven van 100 normale proefpersonen

| *Nr.* | *Geslacht* | *Leeftijd in jaren* | *Lichaamsgewicht in kg* | *Lichaamslengte in cm boven 1 m* | | *QT*-tijd in honderdste sec. | Hartfrequentie/minuut | *QC*-tijd in honderdste sec. | *BC/CD* in % | *d/e* verhouding | *d/p* verhouding | *δ/ε* verhouding | *cd*-tijd in honderdste sec. | *bp*-tijd in honderdste sec. | *βπ*-tijd in honderdste sec. | *QJ*-tijd in honderdste sec. |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 |
| 001 | M | 19 | 70 | 84 | gem. | 34 | 70 | 21 | | | | | 14 | 33 | 35 | 44 |
| | | | | | DI | | | | 15 | −1,0 | +4,0 | −0,6 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 29 | −1,3 | −3,0 | −1,3 | | | | |
| 002 | M | 18 | 77 | 85 | gem. | 36 | 62 | 23 | | | | | 10 | 32 | 32 | 43 |
| | | | | | DI | | | | 42 | −1,0 | p° | −2,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 37 | −1,3 | p° | −2,6 | | | | |
| 003 | M | 20 | 72 | 81 | gem. | 40 | 69 | 20 | | | | | 13 | 32 | 32 | 44 |
| | | | | | DI | | | | 29 | −2,0 | p° | −1,5 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 50 | −1,3 | p° | −2,0 | | | | |
| 004 | M | 10 | 24 | 25 | gem. | 34 | 91 | 19 | | | | | 10 | 25 | 27 | 35 |
| | | | | | DI | | | | 25 | −2,0 | p° | −1,4 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 33 | −2,0 | +3,0 | −1,7 | | | | |
| 005 | M | 19 | 65 | 73 | gem. | 36 | 54 | 19 | | | | | 13 | 30 | 31 | 41 |
| | | | | | DI | | | | 22 | −3,0 | +3,0 | −1,4 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 29 | −3,3 | +2,5 | −1,5 | | | | |
| 006 | M | 18 | 70 | 83 | gem. | 31 | 96 | 22 | | | | | 13 | 26 | 28 | 43 |
| | | | | | DI | | | | 29 | −3,5 | +3,0 | −1,5 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 37 | −3,5 | p° | −2,0 | | | | |
| 007 | M | 17 | 64 | 81 | gem. | 30 | 122 | 20 | | | | | 11 | 30 | 32 | 45 |
| | | | | | DI | | | | 42 | −3,0 | +3,0 | −2,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 40 | −5,0 | p° | −2,5 | | | | |
| 008 | M | 20 | 54 | 68 | gem. | 37 | 69 | 20 | | | | | 12 | 30 | 21 | 42 |
| | | | | | DI | | | | 30 | −4,0 | +2,0 | −1,3 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 40 | −3,0 | p° | −2,3 | | | | |
| 009 | M | 19 | 66 | 81 | gem. | 38 | 65 | 23 | | | | | 11 | 30 | 31 | 47 |
| | | | | | DI | | | | 33 | −1,7 | +3,5 | −2,5 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 16 | −1,7 | +2,3 | −1,5 | | | | |
| 010 | M | 19 | 73 | 75 | gem. | 37 | 77 | 19 | | | | | 15 | 33 | 34 | 44 |
| | | | | | DI | | | | 16 | −1,3 | +4,0 | −2,3 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 17 | −3,0 | +3,0 | −2,1 | | | | |
| 011 | V | 16 | 77 | 62 | gem. | 36 | 68 | 21 | | | | | 13 | 32 | 31 | 44 |
| | | | | | DI | | | | 33 | −3,0 | +2,7 | −2,5 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 20 | −2,4 | +3,0 | −1,5 | | | | |

*Legenda: DI*: diepe inspiratie; *DE*: diepe expiratie; *e°*: *e* dichtbij of op nullijn; *p°*: *p* dichtbij of op nullijn; *gem.*: gemiddelde waarde.

| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 012 | V | 15 | 39 | 37 | gem. | 35 | 86 | 17 | | | | | 11 | 28 | 30 | 38 |
| | | | | | DI | | | | 28 | −2,0 | +5,0 | −3,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 20 | −1,0 | p° | −1,3 | | | | |
| 013 | V | 15 | 30 | 37 | gem. | 36 | 132 | 18 | | | | | 10 | 23 | 23 | 32 |
| | | | | | DI | | | | 40 | −2,3 | p° | −4,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 30 | −2,5 | +5,0 | −1,5 | | | | |
| 014 | V | 18 | 59 | 60 | gem. | 41 | 67 | 19 | | | | | 13 | 24 | 24 | 39 |
| | | | | | DI | | | | 25 | −1,0 | +2,0 | −4,3 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 33 | −1,6 | +1,3 | −4,3 | | | | |
| 015 | V | 19 | 52 | 69 | gem. | 36 | 75 | 25 | | | | | 14 | 29 | 31 | 46 |
| | | | | | DI | | | | 88 | −5,0 | +5,0 | −4,3 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 62 | −3,0 | +1,3 | −3,0 | | | | |
| 016 | V | 18 | 45 | 67 | gem. | 47 | 38 | 22 | | | | | 11 | 38 | 38 | 49 |
| | | | | | DI | | | | 29 | −1,5 | −3,0 | −5,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 60 | −4,0 | −4,0 | −5,0 | | | | |
| 017 | V | 18 | 53 | 70 | gem. | 40 | 66 | 20 | | | | | 12 | 33 | 34 | 45 |
| | | | | | DI | | | | 12 | −2,7 | p° | −2,3 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 25 | −1,8 | p° | −1,7 | | | | |
| 018 | V | 8 | 37 | 43 | gem. | 35 | 81 | 21 | | | | | 13 | 30 | 31 | 43 |
| | | | | | DI | | | | 29 | −4,0 | +2,0 | −1,6 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 36 | −2,5 | +2,0 | −1,4 | | | | |
| 019 | V | 15 | 41 | 60 | gem. | 33 | 103 | 21 | | | | | 11 | 21 | 21 | 44 |
| | | | | | DI | | | | 75 | −4,0 | +4,0 | −1,1 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 80 | −5,0 | p° | −0,9 | | | | |
| 020 | V | 18 | 55 | 68 | gem. | 32 | 99 | 15 | | | | | 14 | 29 | 30 | 41 |
| | | | | | DI | | | | 16 | −2,7 | +2,0 | −1,2 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 20 | −1,5 | +2,0 | −1,6 | | | | |
| 021 | M | 24 | 75 | 82 | gem. | 40 | 47 | 21 | | | | | 13 | 31 | 31 | 44 |
| | | | | | DI | | | | 66 | −2,0 | +2,5 | −1,5 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 60 | −3,0 | +3,5 | −1,5 | | | | |
| 022 | M | 23 | 68 | 72 | gem. | 33 | 75 | 22 | | | | | 14 | 31 | 32 | 42 |
| | | | | | DI | | | | 39 | −1,7 | +3,9 | −2,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 35 | −1,3 | p° | −1,8 | | | | |
| 023 | M | 20 | 72 | 76 | gem. | 37 | 74 | 21 | | | | | 14 | 29 | 31 | 42 |
| | | | | | DI | | | | 31 | −5,0 | +3,3 | −1,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 28 | −1,7 | p° | −1,0 | | | | |
| 025 | M | 20 | 69 | 85 | gem. | 43 | 48 | 25 | | | | | 13 | 32 | 34 | 46 |
| | | | | | DI | | | | 120 | −0,8 | p° | −1,5 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 100 | −1,0 | p° | −2,7 | | | | |
| 026 | M | 21 | 75 | 76 | gem. | 36 | 80 | 20 | | | | | 12 | 30 | 32 | 41 |
| | | | | | DI | | | | 28 | −1,3 | +1,3 | −3,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 31 | −2,5 | p° | −3,0 | | | | |

| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 028 | M | 24 | 64 | 78 | gem. | 34 | 82 | 21 | | | | | 12 | 28 | 28 | 42 |
| | | | | | DI | | | | 45 | −1,7 | +3,2 | −3,2 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 50 | −1,7 | +3,0 | −1,7 | | | | |
| 030 | M | 25 | 68 | 76 | gem. | 35 | 61 | 21 | | | | | 14 | 31 | 32 | 44 |
| | | | | | DI | | | | 15 | −1,8 | p° | −1,5 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 14 | −2,2 | +2,4 | −1,2 | | | | |
| 031 | M | 25 | 67 | 72 | gem. | 41 | 57 | 21 | | | | | 14 | 31 | 34 | 44 |
| | | | | | DI | | | | 13 | −1,7 | p° | −1,3 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 25 | −2,5 | +3,7 | −1,7 | | | | |
| 032 | M | 30 | 83 | 66 | gem. | 39 | 68 | 20 | | | | | 13 | 32 | 33 | 46 |
| | | | | | DI | | | | 14 | −3.0 | +4.0 | −2.0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 59 | −1.7 | p° | −1.4 | | | | |
| 033 | M | 30 | 70 | 70 | gem. | 38 | 72 | 23 | | | | | 12 | 29 | 28 | 45 |
| | | | | | DI | | | | 46 | −3,7 | +5,6 | −1,3 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 27 | −4,0 | +1,7 | −3,0 | | | | |
| 034 | V | 28 | 61 | 74 | gem. | 36 | 84 | 21 | | | | | 13 | 29 | 30 | 41 |
| | | | | | DI | | | | 24 | −2,8 | p° | −2,6 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 17 | −1,3 | p° | −1,3 | | | | |
| 035 | V | 27 | 72 | 68 | gem. | 38 | 69 | 18 | | | | | 14 | 30 | 33 | 44 |
| | | | | | DI | | | | 15 | −1,7 | +4,7 | −1,7 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 10 | −1,2 | p° | −2,1 | | | | |
| 036 | V | 26 | 57 | 63 | gem. | 36 | 81 | 21 | | | | | 14 | 30 | 31 | 45 |
| | | | | | DI | | | | 41 | −2,1 | +3,8 | −1,6 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 44 | −2,0 | p° | −1,2 | | | | |
| 037 | V | 21 | 68 | 67 | gem. | 35 | 86 | 22 | | | | | 13 | 30 | 29 | 37 |
| | | | | | DI | | | | 30 | −2,7 | p° | −1,1 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 66 | −3,5 | p° | −1,4 | | | | |
| 038 | V | 29 | 65 | 62 | gem. | 36 | 77 | 21 | | | | | 14 | 32 | 33 | 42 |
| | | | | | DI | | | | 40 | −2,3 | +3,5 | −2,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 30 | −3,0 | +1,7 | −2,0 | | | | |
| 039 | V | 27 | 63 | 55 | gem. | 31 | 85 | 19 | | | | | 14 | 28 | 29 | 39 |
| | | | | | DI | | | | 30 | −2,5 | +3,8 | −4,7 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 25 | −2,1 | +2,3 | −4,0 | | | | |
| 040 | V | 25 | 56 | 66 | gem. | 37 | 72 | 21 | | | | | 12 | 30 | 30 | 43 |
| | | | | | DI | | | | 50 | −2,8 | +2,4 | −6,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 53 | e° | +1,8 | −3,0 | | | | |
| 041 | V | 28 | 63 | 67 | gem. | 38 | 69 | 22 | | | | | 13 | 32 | 32 | 44 |
| | | | | | DI | | | | 29 | −3,0 | +4,1 | −1,7 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 30 | −3,0 | +3,0 | −2,3 | | | | |
| 042 | V | 26 | 70 | 70 | gem. | 40 | 75 | 21 | | | | | 14 | 30 | 32 | 47 |
| | | | | | DI | | | | 25 | −2,3 | +3,6 | −2,6 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 33 | −1,3 | p° | −2,7 | | | | |
| 043 | V | 28 | 65 | 77 | gem. | 35 | 95 | 20 | | | | | 13 | 28 | 28 | 42 |
| | | | | | DI | | | | 33 | −3,5 | +2,0 | −1,8 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 35 | −4,3 | +4,0 | −2,6 | | | | |

| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 044 | M | 31 | 71 | 80 | gem. | 34 | 76 | 24 | | | | | 12 | 28 | 30 | 45 |
| | | | | | DI | | | | 54 | –1,7 | +2,6 | –2,3 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 40 | –2,5 | +2,1 | –2,1 | | | | |
| 045 | M | 35 | 65 | 76 | gem. | 38 | 53 | 21 | | | | | 15 | 32 | 37 | 46 |
| | | | | | DI | | | | <8 | –3,2 | +2,1 | –2,5 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | –2,4 | +4,5 | –1,7 | | | | |
| 046 | M | 35 | 73 | 71 | gem. | 37 | 73 | 26 | | | | | 13 | 29 | 30 | 45 |
| | | | | | DI | | | | 43 | –1,8 | p° | –2,9 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 38 | –2,7 | p° | –2,0 | | | | |
| 047 | M | 33 | 81 | 91 | gem. | 35 | 82 | 20 | | | | | 13 | 28 | 29 | 40 |
| | | | | | DI | | | | 22 | –2,2 | +4,4 | –2,9 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 30 | –1,7 | +2,7 | –1,7 | | | | |
| 048 | M | 33 | 69 | 75 | gem. | 41 | 57 | 21 | | | | | 11 | 28 | 29 | 41 |
| | | | | | DI | | | | 29 | –1,1 | p° | –1,3 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 28 | –1,9 | p° | –1,4 | | | | |
| 049 | M | 31 | 86 | 80 | gem. | 35 | 58 | 25 | | | | | 16 | 33 | 35 | 45 |
| | | | | | DI | | | | 16 | –0,5 | +1,6 | –2,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 11 | –2,2 | +1,7 | –2,0 | | | | |
| 050 | M | 38 | 69 | 73 | gem. | 38 | 71 | 23 | | | | | 14 | 31 | 33 | 50 |
| | | | | | DI | | | | 46 | –3,3 | +3,0 | –1,6 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 37 | –1,7 | +5,0 | –1,1 | | | | |
| 051 | M | 35 | 51 | 66 | gem. | 39 | 68 | 21 | | | | | 13 | 32 | 33 | 46 |
| | | | | | DI | | | | 28 | –2,4 | p° | –1,5 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 24 | –5,6 | +4,0 | –1,7 | | | | |
| 052 | M | 32 | 86 | 92 | gem. | 37 | 63 | 23 | | | | | 14 | 31 | 32 | 45 |
| | | | | | DI | | | | 16 | –3,8 | +2,0 | –2,3 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 37 | –2,6 | +4,3 | –1,2 | | | | |
| 053 | M | 32 | 57 | 59 | gem. | 36 | 71 | 19 | | | | | 12 | 28 | 29 | 43 |
| | | | | | DI | | | | <8 | –1,9 | p° | –1,3 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 21 | –2,0 | p° | –1,3 | | | | |
| 054 | V | 30 | 57 | 66 | gem. | 37 | 83 | 17 | | | | | 13 | 29 | 30 | 43 |
| | | | | | DI | | | | 27 | –2,4 | +3,0 | –2,6 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 20 | –0,9 | +2,6 | –2,1 | | | | |
| 055 | V | 33 | 64 | 62 | gem. | 42 | 66 | 22 | | | | | 14 | 31 | 52 | 45 |
| | | | | | DI | | | | 8 | –1,4 | +2,5 | –2,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 20 | e° | +1,5 | –3,0 | | | | |
| 056 | V | 34 | 56 | 67 | gem. | 36 | 71 | 19 | | | | | 12 | 30 | 30 | 43 |
| | | | | | DI | | | | 30 | –2,5 | p° | –1,3 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 43 | –3,7 | +3,5 | –1,3 | | | | |
| 057 | V | 37 | 61 | 57 | gem. | 38 | 67 | 17 | | | | | 11 | 30 | 30 | 41 |
| | | | | | DI | | | | 30 | –1,7 | +2,2 | –1,5 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 33 | –1,4 | +3,0 | –1,9 | | | | |

| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 058 | V | 31 | 56 | 52 | gem. | 34 | 86 | 23 | | | | | 13 | 28 | 30 | 42 |
| | | | | | DI | | | | 15 | –2,8 | p° | –1,5 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 33 | –4,5 | +2,5 | –1,0 | | | | |
| 059 | V | 33 | 45 | 53 | gem. | 40 | 76 | 15 | | | | | 10 | 26 | 26 | 42 |
| | | | | | DI | | | | 33 | –2,7 | +3,0 | –2,7 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 12 | –1,9 | p° | –1,3 | | | | |
| 060 | V | 31 | 53 | 67 | gem. | 40 | 62 | 20 | | | | | 14 | 32 | 31 | 43 |
| | | | | | DI | | | | 15 | e° | +2,0 | –3,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 12 | –3,7 | +2,4 | –1,8 | | | | |
| 061 | V | 39 | 75 | 71 | gem. | 41 | 71 | 20 | | | | | 13 | 31 | 33 | 45 |
| | | | | | DI | | | | 20 | –1,7 | +4,7 | –1,1 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 12 | –2,7 | +2,7 | –1,3 | | | | |
| 062 | V | 33 | 56 | 69 | gem. | 43 | 69 | 19 | | | | | 13 | 31 | 32 | 45 |
| | | | | | DI | | | | 17 | –1,9 | +4,0 | –1,4 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 14 | –2,0 | p° | –1,2 | | | | |
| 063 | V | 31 | 60 | 67 | gem. | 39 | 70 | 20 | | | | | 12 | 30 | 30 | 42 |
| | | | | | DI | | | | 40 | –4,0 | +6,0 | –1,7 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 29 | –3,0 | +3,0 | –1,6 | | | | |
| 064 | M | 50 | 83 | 88 | gem. | 39 | 70 | 22 | | | | | 15 | 30 | 27 | 36 |
| | | | | | DI | | | | 55 | –2,7 | p° | –1,7 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 33 | –2,5 | p° | –1,4 | | | | |
| 065 | M | 42 | 71 | 74 | gem. | 37 | 99 | 22 | | | | | 11 | 25 | 28 | 44 |
| | | | | | DI | | | | 62 | –4,0 | p° | –2,6 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 30 | –1,0 | –5,0 | –0,7 | | | | |
| 066 | M | 41 | 69 | 73 | gem. | 35 | 103 | 22 | | | | | 11 | 26 | 28 | 45 |
| | | | | | DI | | | | 60 | –4,4 | –5,0 | –1,6 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 40 | –1,2 | p° | –1,4 | | | | |
| 067 | M | 48 | 70 | 72 | gem. | 36 | 63 | 21 | | | | | 13 | 33 | 35 | 42 |
| | | | | | DI | | | | 37 | –1,3 | –4,0 | –1,8 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 20 | –1,7 | –3,0 | –1,2 | | | | |
| 068 | M | 47 | 75 | 82 | gem. | 34 | 81 | 21 | | | | | 13 | 28 | 30 | 41 |
| | | | | | DI | | | | 37 | –1,6 | p° | –1,2 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 18 | –1,4 | p° | –1,3 | | | | |
| 069 | M | 45 | 66 | 69 | gem. | 38 | 64 | 20 | | | | | 12 | 34 | 35 | 43 |
| | | | | | DI | | | | 27 | –1,2 | p° | –1,5 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | –1,3 | –2,0 | –0,6 | | | | |
| 070 | M | 44 | 61 | 67 | gem. | 46 | 48 | 24 | | | | | 13 | 32 | 32 | 50 |
| | | | | | DI | | | | 29 | e° | +2,0 | –1,2 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 33 | –2,0 | p° | –1,0 | | | | |
| 071 | M | 46 | 66 | 83 | gem. | 34 | 80 | 21 | | | | | 7 | 27 | 28 | 40 |
| | | | | | DI | | | | 77 | –2,0 | +1,3 | –2,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 75 | –3,0 | p° | –3,0 | | | | |

| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 072 | M | 45 | 59 | 65 | gem. | 38 | 67 | 17 | | | | | 13 | 30 | 30 | 40 |
| | | | | | DI | | | | <8 | −1,7 | +1,5 | −2,7 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | −2,5 | p° | −1,0 | | | | |
| 073 | M | 45 | 73 | 64 | gem. | 38 | 59 | 19 | | | | | 14 | 30 | 30 | 40 |
| | | | | | DI | | | | 25 | −5,6 | p° | −1,5 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 29 | −2,3 | p° | −2,0 | | | | |
| 074 | V | 45 | 74 | 78 | gem. | 43 | 51 | 18 | | | | | 12 | 33 | 34 | 36 |
| | | | | | DI | | | | <8 | −1,0 | −2,3 | −1,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | −1,0 | −3,3 | −1,0 | | | | |
| 075 | V | 43 | 55 | 79 | gem. | 38 | 75 | 24 | | | | | 12 | 32 | 32 | 47 |
| | | | | | DI | | | | 90 | e° | +2,4 | −1,7 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 75 | −3,0 | +3,0 | −3,0 | | | | |
| 076 | V | 48 | 75 | 71 | gem. | 37 | 74 | 20 | | | | | 16 | 31 | 33 | 52 |
| | | | | | DI | | | | <8 | −1,7 | +4,0 | −2,4 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | −1,3 | p° | −1,4 | | | | |
| 077 | V | 49 | 82 | 55 | gem. | 37 | 81 | 14 | | | | | 9 | 31 | 32 | 45 |
| | | | | | DI | | | | <8 | −1,3 | p° | −1,8 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | −1,7 | p° | −2,0 | | | | |
| 078 | V | 41 | 61 | 63 | gem. | 37 | 80 | 18 | | | | | 14 | 29 | 29 | 45 |
| | | | | | DI | | | | <8 | −2,4 | +2,0 | −1,3 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | −1,7 | +1,4 | −0,5 | | | | |
| 079 | V | 43 | 81 | 50 | gem. | 37 | 79 | 17 | | | | | 8 | 29 | 31 | 48 |
| | | | | | DI | | | | 50 | −1,5 | +2,0 | −1,7 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | −1,3 | p° | −2,0 | | | | |
| 080 | V | 44 | 74 | 63 | gem. | 38 | 76 | 19 | | | | | 6 | 24 | 25 | 46 |
| | | | | | DI | | | | <8 | −1,0 | +1,5 | −1,4 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | −2,0 | p° | −1,0 | | | | |
| 081 | V | 45 | 58 | 55 | gem. | 36 | 64 | 17 | | | | | 13 | 30 | 28 | 41 |
| | | | | | DI | | | | <8 | −4,0 | +2,0 | −1,3 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | −2,0 | p° | −1,0 | | | | |
| 082 | V | 49 | 85 | 58 | gem. | 39 | 78 | 22 | | | | | 11 | 33 | 30 | 51 |
| | | | | | DI | | | | 75 | −2.0 | −5.0 | −1.8 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 60 | −2.5 | p° | −0.7 | | | | |
| 083 | V | 44 | 72 | 57 | gem. | 42 | 61 | 20 | | | | | 13 | 32 | 33 | 47 |
| | | | | | DI | | | | 25 | −1,6 | −5,0 | −1,5 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 18 | −3,0 | p° | −3,0 | | | | |
| 084 | M | 60 | 63 | 72 | gem. | 39 | 72 | 23 | | | | | 8 | 27 | 28 | 47 |
| | | | | | DI | | | | 23 | −1,9 | p° | −1,5 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 19 | −0,7 | −4,5 | −0,7 | | | | |
| 085 | M | 60 | 63 | 70 | gem. | 40 | 80 | 23 | | | | | 9 | 29 | 30 | 45 |
| | | | | | DI | | | | 38 | −4,5 | −4,0 | −2,1 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 50 | −5,0 | −2,5 | −3,2 | | | | |
| 086 | M | 60 | 71 | 72 | gem. | 40 | 47 | 17 | | | | | 12 | 32 | 34 | 46 |
| | | | | | DI | | | | <8 | −2,2 | +4,0 | −1,3 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | −1,2 | +3,7 | −1,1 | | | | |

| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 087 | M | 58 | 70 | 71 | gem. | 38 | 69 | 19 | | | | | 14 | 28 | 35 | 43 |
| | | | | | DI | | | | <8 | −4,8 | +4,0 | −1,5 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | −1,5 | +4,0 | −2,3 | | | | |
| 088 | M | 54 | 82 | 83 | gem. | 38 | 57 | 24 | | | | | 13 | 33 | 34 | 47 |
| | | | | | DI | | | | 44 | −2,2 | p° | −1,2 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | −2,0 | p° | −1,1 | | | | |
| 089 | M | 57 | 69 | 74 | gem. | 40 | 74 | 24 | | | | | 10 | 29 | 29 | 47 |
| | | | | | DI | | | | <8 | −1,0 | p° | −2,8 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | −1,0 | p° | −2,0 | | | | |
| 090 | M | 60 | 83 | 70 | gem. | 40 | 74 | 13 | | | | | 8 | 26 | 26 | 44 |
| | | | | | DI | | | | <8 | −2,0 | −1,3 | −0,7 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | −1,3 | −2,3 | −0,5 | | | | |
| 091 | M | 54 | 72 | 75 | gem. | 37 | 75 | 24 | | | | | 14 | 29 | 30 | 43 |
| | | | | | DI | | | | 50 | −1,3 | +3,0 | −2,7 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 30 | −2,3 | +2,3 | −1,4 | | | | |
| 092 | M | 54 | 72 | 63 | gem. | 37 | 63 | 16 | | | | | 14 | 30 | 30 | 42 |
| | | | | | DI | | | | <8 | −3,2 | +3,0 | −1,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 14 | −1,5 | p° | −1,4 | | | | |
| 093 | M | 50 | 86 | 78 | gem. | 40 | 85 | 23 | | | | | 9 | 26 | 26 | 43 |
| | | | | | DI | | | | 44 | −3,2 | −4,0 | −1,3 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 22 | −1,2 | −1,9 | −2,0 | | | | |
| 094 | V | 57 | 69 | 57 | gem. | 41 | 61 | 18 | | | | | 11 | 31 | 32 | 43 |
| | | | | | DI | | | | 11 | −1,7 | +4,0 | −1,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 12 | −1,6 | +4,4 | −0,9 | | | | |
| 095 | V | 53 | 72 | 69 | gem. | 44 | 61 | 18 | | | | | 13 | 29 | 29 | 46 |
| | | | | | DI | | | | <8 | −2,0 | +4,0 | −1,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | −1,7 | p° | −1,0 | | | | |
| 096 | V | 54 | 60 | 54 | gem. | 42 | 70 | 18 | | | | | 15 | 30 | 28 | 39 |
| | | | | | DI | | | | 11 | −2,2 | p° | −1,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 12 | −1,9 | p° | −1,0 | | | | |
| 097 | V | 60 | 58 | 47 | gem. | 36 | 76 | 20 | | | | | 10 | 27 | 27 | 40 |
| | | | | | DI | | | | <8 | −0,8 | p° | −1,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | −1,4 | +5,0 | −1,0 | | | | |
| 098 | V | 60 | 63 | 56 | gem. | 38 | 76 | 13 | | | | | 12 | 30 | 28 | 43 |
| | | | | | DI | | | | 10 | −2,3 | p° | −1,5 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | −1,4 | p° | −0,8 | | | | |
| 099 | V | 55 | 65 | 60 | gem. | 43 | 68 | 19 | | | | | 14 | 32 | 29 | 41 |
| | | | | | DI | | | | <8 | −1,2 | p° | −0,8 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | −1,1 | +2,0 | −1,0 | | | | |
| 100 | V | 56 | 87 | 68 | gem. | 41 | 58 | 22 | | | | | 14 | 31 | 30 | 37 |
| | | | | | DI | | | | <8 | −1,2 | p° | −1,5 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | −1,0 | +1,3 | −1,3 | | | | |

| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 101 | V | 54 | 62 | 66 | gem. | 37 | 67 | 19 | | | | | 14 | 29 | 29 | 43 |
| | | | | | DI | | | | <8 | –4,5 | +2,9 | –1,7 | | | | |
| | | | | | DE | | | | 22 | –2,7 | +3,7 | –1,4 | | | | |
| 102 | V | 53 | 58 | 50 | gem. | 39 | 68 | 15 | | | | | 12 | 30 | 31 | 41 |
| | | | | | DI | | | | <8 | –1,7 | p° | –1,1 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | –1,1 | p° | –1,3 | | | | |
| 103 | V | 54 | 66 | 65 | gem. | 39 | 63 | 20 | | | | | 13 | 32 | 35 | 49 |
| | | | | | DI | | | | <8 | –1,8 | p° | –1,0 | | | | |
| | | | | | DE | | | | <8 | –1,7 | –2,5 | –1,3 | | | | |

TABEL II

Codelijst

De volgorde van de codes komt overeen met de nummers van de kolommen van Tabel I

1. *Persoonsnummer* — Zoals vermeld in Tabel I.
2. *Geslacht* — M/V.
3. *Leeftijd* — Werkelijke leeftijd in jaren.
4. *Gewicht* (Tabel III a) — In klasse-intervallen van 5 kilogram, dus:
   20–24 = 1
   25–29 = 2 enz.
5. *Lengte* (Tabel III b) — In klasse-intervallen van 5 cm, dus:
   120–124 = 1
   125–129 = 2 enz.
6. *QT*-tijd in seconden (Tabel III d)
   0 = <0.30
   1 = 0.30/0.31
   2 = 0.32/0.33
   3 = 0.34/0.35
   4 = 0.36/0.37
   5 = 0.38/0.39
   6 = 0.40/0.41
   7 = 0.42/0.43
   8 = 0.44/0.45
   9 = 0.46/0.47

7. *Hartfrequentie*
Aantal slagen per minuut (Tabel III c)

0 = 40/ 49
1 = 50/ 59
2 = 60/ 69
3 = 70/ 79
4 = 80/ 89
5 = 90/ 99
6 = 100/109
7 = 110/119
8 = 120/129
9 = 130 en >

8. *QC*-tijd in seconden (Tabel IV)

0 = <0.13
1 = 0.13/0.14
2 = 0.15/0.16
3 = 0.17/0.18
4 = 0.19/0.20
5 = 0.21/0.22
6 = 0.23/0.24
7 = 0.25/0.26

9. *BC/CD* in % van *CD*-hoogte (Tabel V a en b)

0 = 0/ 9
1 = 10/ 19
2 = 20/ 29
3 = 30/ 39
4 = 40/ 49
5 = 50/ 59
6 = 60/ 69
7 = 70/ 79
8 = 80/ 89
9 = 90/ 99
10 = 100/109
11 = 110/119
12 = 120/129

10. *d/e* -verhouding (Tabel VIII a en b)

*d* op nullijn = 01 (niet voorgekomen)
*e* op nullijn = 02

$\frac{+}{+} = + = 1$..... (niet voorgekomen)

$- = \frac{+}{-} = 2$.....
2.01 = −0.1/−0.5
2.02 = −0.6/−1.0
2.03 = −1.1/−1.5
2.04 = −1.6/−2.0
2.05 = −2.1/−2.5

Vervolg *d*/*e*-verhouding (Tabel VIII a en b)

2.06 = –2.6/–3.0
2.07 = –3.1/–3.5
2.08 = –3.6/–4.0
2.09 = –4.1/–4.5
2.10 = –4.6/–5.0
2.11 = –5.1/–5.5
5.12 = –5.6 en <

12. $\delta/\epsilon$-verhouding (Tabel XII a en b) – = $\pm$

18 = –0.1/–0.4
19 = –0.5/–0.8
20 = –0.9/–1.2
21 = –1.3/–1.6
22 = –1,7/–2.0
23 = –2.1/–2.4
24 = –2.5/–2.8
25 = –2.9/–3.2
26 = –3.3/–3.6
27 = –3.7/–4.0
28 = –4.1/–4.4
29 = –4.5/–4.8
30 = –4.9 en <

13. *cd*-tijd in seconden (Tabel VI)

0 = 0.05 en <
1 = 0.06
2 = 0.07
3 = 0.08
4 = 0.09
5 = 0.10
6 = 0.11
7 = 0.12
8 = 0.13
9 = 0.14
10 = 0.15
11 = 0.16

14. *bp*-tijd in seconden (Tabel VII)

15. $\beta\pi$-tijd in seconden (Tabel XI)

0 = <0.21
1 = 0.21/0.22
2 = 0.23/0.24
3 = 0.25/0.26
4 = 0.27/0.28
5 = 0.29/0.30
6 = 0.31/0.32
7 = 0.33/0.34
8 = 0.35/0.36
9 = 0.37/0.38

16. QJ-tijd in seconden (Tabel X)

0 = <0.33
1 = 0.34/0.35
2 = 0.36/0.37
3 = 0.38/0.39
4 = 0.40/0.41
5 = 0.42/0.43
6 = 0.44/0.45
7 = 0.46/0.47
8 = 0.48/0.49
9 = 0.50/0.51
10 = 0.52/0.53

TABEL III a
Gewicht (4) *) in kilogrammen

| klasse-intervallen | aantal personen |
|---|---|
| 20–24 | 1 |
| 25–29 | – |
| 30–34 | 1 |
| 35–39 | 2 |
| 40–44 | 1 |
| 45–49 | 2 |
| 50–54 | 5 |
| 55–59 | 14 |
| 60–64 | 16 |
| 65–69 | 18 |
| 70–74 | 21 |
| 75–79 | 7 |
| 80–84 | 7 |
| 85–89 | 5 |
| Totaal | 100 |
| $\bar{x}$ | 68.2 |
| s | 11.91 |
| $s_{\bar{x}}$ | 1.19 |

*) Het cijfer tussen haakjes komt steeds overeen met het nummer van de kolom van Tabel I en met de code-lijst.

TABEL III b
Lengte (5) in centimeters

| klasse-intervallen | aantal personen |
|---|---|
| 125–129 | 1 |
| 130–134 | – |
| 135–139 | 2 |
| 140–144 | 1 |
| 145–149 | 1 |
| 150–154 | 5 |
| 155–159 | 9 |
| 160–164 | 11 |
| 165–169 | 21 |
| 170–174 | 21 |
| 175–179 | 11 |
| 180–184 | 12 |
| 185–189 | 3 |
| 190–194 | 2 |
| Totaal | 100 |
| $\bar{x}$ | 165.6 |
| s | 11.59 |
| $s_{\bar{x}}$ | 1.16 |

TABEL III c
Hartfrequentie (7)
Aantal slagen per minuut

| klasse-intervallen | aantal personen | |
|---|---|---|
| 40–49 | 5 | 14% |
| 50–59 | 9 | |
| 60–69 | 28 | 76% |
| 70–79 | 27 | |
| 80–89 | 21 | |
| 90–99 | 6 | 10% |
| 100–109 | 2 | |
| 110–119 | | |
| 120–129 | 1 | |
| 130 en > | 1 | |
| Totaal | 100 | |
| $\bar{x}$ | 73.35 | |
| s | 15.30 | |
| $s_{\bar{x}}$ | 1.53 | |
| | | |

TABEL III d

*QT*-tijd (6) in seconden

| | Mannen + Vrouwen | |
|---|---|---|
| klasse-intervallen | < 40 jaar | ≥ 40 jaar |
| <0.30 | 1 | |
| 0.30–0.31 | 2 | |
| 0.32–0.33 | 4 | |
| 0.34–0.35 | 14 | 3 |
| 0.36–0.37 | 15 | 13 |
| 0.38–0.39 | 13 | 13 |
| 0.40–0.41 | 7 | 6 |
| 0.42–0.43 | 3 | 3 |
| 0.44–0.45 | | 2 |
| 0.46–0.47 | 1 | |
| Totaal | 60 | 40 |
| $\bar{x}$ | 0.368 | 0.385 |
| s | 0.0324 | 0.0250 |
| $s_{\bar{x}}$ | 0.0042 | 0.0040 |

$\bar{x}_1 - \bar{x}_2 : 0.017$ $\quad t_{98} = 2.71$ **) 5)

Commentaar: Het kleine gemiddelde verschil tussen de leeftijdsgroepen is dus statistisch significant; in de hogere leeftijdsklassen is de *QT*-tijd gemiddeld hoger.

5) De verschillende onbetrouwbaarheidsdrempels („levels of significance") zijn als volgt aangegeven:

* = significant bij een 5% drempelwaarde
** = significant bij een 1% drempelwaarde
*** = significant bij een 0.1% drempelwaarde

TABEL IV

*QC*-tijd (8) in seconden

| | Mannen | | Vrouwen | |
|---|---|---|---|---|
| klasse-intervallen | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | < 40 jaar | ≥ 40 jaar |
| <0.13 | | | | 1 |
| 0.13–0.14 | | 1 | | 1 |
| 0.15–0.16 | | 2 | 3 | 1 |
| 0.17–0.18 | 2 | 1 | 4 | 8 |
| 0.19–0.20 | 12 | 5 | 11 | 6 |
| 0.21–0.22 | 9 | 6 | 10 | 2 |
| 0.23–0.24 | 6 | 5 | 1 | 1 |
| 0.25–0.26 | 1 | | 1 | |
| Totaal | 30 | 20 | 30 | 20 |
| $\bar{x}$ | 0.21 | 0.21 | 0.20 | 0.19 |
| s | 0.0196 | 0.0293 | 0.0229 | 0.0272 |

Commentaar: In verband met de verschillende spreidingen der verdelingen en afwijkingen van het normale type werd getoetst met behulp van de toets van WILCOXON.
Het blijkt, dat bij de mannen het verschil tussen de twee leeftijdsgroepen niet significant is. Het verschil tussen vrouwen beneden en boven 40 jaar is significant:

$$T = 2{,}23^{*} \quad (0{,}05 > P > 0{,}01)$$

Ook het verschil tussen mannen boven 40 jaar en vrouwen boven 40 jaar is significant:

$$T = 2{,}45^{*} \quad (0{,}05 > P > 0{,}01)$$

Het blijkt dus, dat de groep vrouwen boven 40 jaar significant van de andere drie groepen afwijkt.
Gezien boven geconstateerde heterogeniteit werd voor deze grootheid geen totaal-gemiddelde berekend.

TABEL V a
BC/CD-verhouding (9) in % bij diepe inspiratie (DI)

| | Mannen | | Vrouwen | |
|---|---|---|---|---|
| klasse-intervallen | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | < 40 jaar | ≥ 40 jaar |
| 0–9 | 2 | 6 | 1 | 13 |
| 10–19 | 7 | | 6 | 3 |
| 20–29 | 8 | 4 | 8 | 1 |
| 30–39 | 4 | 3 | 7 | |
| 40–49 | 6 | 2 | 4 | |
| 50–59 | 1 | 2 | 1 | 1 |
| 60–69 | 1 | 2 | | |
| 70–79 | | 1 | 1 | 1 |
| 80–89 | | | 2 | |
| 90–99 | | | | 1 |
| 100–109 | | | | |
| 110–119 | | | | |
| 120–129 | 1 | | | |
| Totaal | 30 | 20 | 30 | 20 |
| $\bar{x}$ | 31.8 | 31.5 | 33.5 | 17.5 |
| mediaan | 27,0 | 29.5 | 29.5 | 7.2 |

Commentaar: De verdelingen van mannen beneden 40 jaar, mannen boven 40 jaar en vrouwen beneden 40 jaar verschillen niet significant. De verdeling van-vrouwen boven 40 jaar verschilt echter significant van deze drie verdelingen (toets van WILCOXON, $P < 0.001$). Deze verdeling wordt gekenmerkt door het grote aantal waarden in het klasse-interval 0 t/m 9.

TABEL V b

BC/CD-verhouding (9) in % bij diepe expiratie (DE)

| klasse-intervallen | Mannen | | Vrouwen | |
|---|---|---|---|---|
| | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | < 40 jaar | ≥ 40 jaar |
| 0–9 | 1 | 7 | | 14 |
| 10–19 | 4 | 3 | 6 | 3 |
| 20–29 | 8 | 3 | 8 | 1 |
| 30–39 | 9 | 4 | 9 | 1 |
| 40–49 | 3 | 1 | 2 | |
| 50–59 | 3 | 1 | 1 | |
| 60–69 | 1 | | 3 | 1 |
| 70–79 | | 1 | | 1 |
| 80–89 | | | 1 | |
| 90–99 | | | | |
| 100–189 | 1 | | | |
| Totaal | 30 | 20 | 30 | 20 |
| $\bar{x}$ | 34.8 | 23.0 | 33.8 | 13.5 |
| mediaan | 31.7 | 19.5 | 30.6 | 6.7 |

Commentaar: Mannen beneden 40 jaar en vrouwen beneden 40 jaar verschillen niet significant ($T \simeq 0.25$).
Bij de mannen bestaat nu echter wèl een significant verschil tussen de leeftijdsgroepen (toets van WILCOXON):

$$T = 2.24^{*} \quad (0.05 > P > 0.01)$$

Bij de vrouwen bestaat het verschil eveneens, doch het is wel zeer uitgesproken, daar vergelijking van vrouwen beneden en boven 40 jaar oplevert:

$$T = 4.46^{***} \quad (P < 0.00001)$$

Ook mannen en vrouwen boven 40 jaar verschillen significant ($T = 2.20^{*}$, $0.05 > P > 0.01$).
De tendentie tot lage waarden (klasse-interval 0 t/m 9) is dus bij de vrouwen aanzienlijk sterker dan bij de mannen.

Samenvatting: Zowel bij DI als bij DE wijken de vrouwen boven 40 jaar zeer significant af van de andere groepen en wel door een zeer scheve verdeling met een aantal waarden in de klasse 0 t/m 9. Slechts bij DE vertonen de mannen boven 40 jaar een overeenkomstige, doch beduidend zwakkere, tendentie.

TABEL VI

*cd*-tijd (13) in seconden

| klasse-intervallen | Mannen | | Vrouwen | | Mannen + Vrouwen | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | < 40 jaar | ≥ 40 jaar |
| 0.06 | | | | 1 | | 1 |
| 0.07 | | 1 | | | | 1 |
| 0.08 | | 2 | | 1 | | 3 |
| 0.09 | | 2 | | 1 | | 3 |
| 0.10 | 3 | 2 | 5 | 1 | 8 | 3 |
| 0.11 | 2 | 1 | 1 | 2 | 3 | 3 |
| 0.12 | 10 | 3 | 6 | 7 | 16 | 10 |
| 0.13 | 5 | 7 | 15 | 3 | 20 | 10 |
| 0.14 | 7 | 1 | 3 | 3 | 10 | 4 |
| 0.15 | 2 | 1 | | | 2 | 1 |
| 0.16 | 1 | | | 1 | 1 | 1 |
| Totaal | 30 | 20 | 30 | 20 | 60 | 40 |
| $\bar{x}$ | 0.13 | 0.12 | 0.13 | 0.12 | 0.13 | 0.12 |
| s | 0.015 | 0.023 | 0.012 | 0.023 | 0.014 | 0.022 |

Commentaar: De varianties van de groepen beneden en boven 40 jaar bleken zowel voor mannen als vrouwen significant te verschillen.
Voor de mannen werd hiervoor gevonden:

$$F_{19,29} = 2.23$$

Voor de vrouwen werd hiervoor gevonden:

$$F_{19,29} = 3.32$$

Bij de mannen verschillen de gemiddelden der beide leeftijdsgroepen niet significant (toets van WILCOXON):

$$T = 1.78 \quad P > 0.05$$

Ook bij de vrouwen is het verschil tussen de leeftijdsgroepen niet significant ($T \cong 1$).
Werden de groepen mannen en vrouwen gecombineerd, dan werd gevonden, dat het verschil tussen de leeftijdsgroepen precies significant is bij een 5% drempel:

$$T = 1.97^{*} \quad P = 0.05.$$

TABEL VII

*bp*-tijd (14) in seconden

| klasse-intervallen | Mannen | | | Vrouwen | | | Mannen + Vrouwen | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | <40 jaar | ≥40 jaar | Totaal | < 40 jaar | ≥40 jaar | Totaal | < 40 jaar | ≥40 jaar | Totaal |
| <0.21 | | | | 1 | | 1 | 1 | | 1 |
| 0.21–0.22 | | | | | | | | | |
| 0.23–0.24 | | 1 | 1 | 2 | 1 | 3 | 2 | 2 | 4 |
| 0.25–0.26 | 2 | 4 | 6 | 1 | | 1 | 3 | 4 | 7 |
| 0.27–0.28 | 7 | 4 | 11 | 4 | 4 | 8 | 11 | 8 | 19 |
| 0.29–0.30 | 8 | 6 | 14 | 14 | 5 | 19 | 22 | 11 | 33 |
| 0.31–0.32 | 11 | 3 | 14 | 7 | 9 | 16 | 18 | 12 | 30 |
| 0.33–0.34 | 2 | 2 | 4 | | 1 | 1 | 2 | 3 | 5 |
| 0.35–0.36 | | | | | | | | | |
| 0.37–0.38 | | | | 1 | | 1 | 1 | | 1 |
| Totaal | 30 | 20 | 50 | 30 | 20 | 50 | 60 | 40 | 100 |
| $\bar{x}$ | 0.30 | 0.29 | 0.29 | 0.29 | 0.30 | 0.29 | 0.29 | 0.29 | 0.294 |
| s | 0.021 | 0.028 | 0.025 | 0.032 | 0.023 | 0.029 | 0.027 | 0.026 | 0.026 |

Commentaar: Er zijn geen significante verschillen tussen de groepen mannen en vrouwen beneden en boven 40 jaar. Deze groepen mogen dus gecombineerd worden voor een berekening van een gemiddelde voor de gehele groep.

TABEL VIII a

*d/e*-verhouding (10) bij diepe inspiratie

Verdeling over categorieën

| Categorieën | Mannen | | | Vrouwen | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | Totaal | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | Totaal |
| e° | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 | 2 |
| meetbaar | 30 | 20 | 50 | 29 | 19 | 48 |
| Totaal | 30 | 20 | 50 | 30 | 20 | 50 |

Meetbaar

| klasse-intervallen | Mannen | | Vrouwen | | Mannen + Vrouwen | | Mannen + Vrouwen |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | <40 jaar | ≥40 jaar | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | < 40 jaar + ≥ 40 jaar |
| –0.1/–0.5 | 1 | | | | 1 | | 1 |
| –0.6/–1.0 | 3 | 1 | 1 | 3 | 4 | 4 | 8 |
| –1.1/–1.5 | 3 | 4 | 2 | 4 | 5 | 8 | 13 |
| –1.6/–2.0 | 11 | 5 | 5 | 7 | 16 | 12 | 28 |
| –2.1/–2.5 | 2 | 2 | 7 | 3 | 9 | 5 | 14 |
| –2.6/–3.0 | 3 | 1 | 9 | | 12 | 1 | 13 |
| –3.1/–3.5 | 3 | 2 | 1 | | 4 | 2 | 6 |
| –3.6/–4.0 | 3 | 1 | 3 | 1 | 6 | 2 | 8 |
| –4.1/–4.5 | | 2 | | 1 | | 3 | 3 |
| –4.6/–5.0 | 1 | 1 | 1 | | 2 | 1 | 3 |
| –5.1/–5.5 | | | | | | | |
| –5.6 en < | | | | | | | |
| Totaal | 30 | 20 | 29 | 19 | 59 | 39 | 98 |
| $\bar{x}$ | –2.18 | –2.60 | –2.52 | –1.86 | – | – | – |

Commentaar: De verdeling over categorieën geeft slechts twee maal *e*° te zien. Dit kleine aantal is statistisch niet significant. Bij de mannen heeft het gemiddelde boven 40 jaar een hogere negatieve waarde dan het gemiddelde beneden 40 jaar, maar dit verschil is niet significant; de oorzaak hiervan is gelegen in een groter aantal hoger negatieve waarden. Bij de vrouwen is echter een significant verschil tussen de leeftijdsgroepen aantoonbaar. Ook hier werd de toets van WILCOXON toegepast:

$$T = 2.95^{**} \quad (0.01 > P > 0.001)$$

Een gemiddelde voor mannen en vrouwen tezamen beneden en boven 40 jaar, alsmede een gemiddelde voor de gehele groep, werden wegens de heterogeniteit van het materiaal niet berekend.

TABEL VIII b

*d/e*-verhouding (10) bij diepe expiratie (DE)

| | Mannen | | | Vrouwen | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Categorieën | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | Totaal | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | Totaal |
| e° | 0 | 0 | 0 | 2 | 0 | 2 |
| meetbaar | 30 | 20 | 50 | 28 | 20 | 48 |
| Totaal | 30 | 20 | 50 | 30 | 20 | 50 |

Meetbaar

| | Mannen | | Vrouwen | | Mannen + Vrouwen | | Mannen + Vrouwen |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| klasse-intervallen | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | < 40 jaar + ≥ 40 jaar |
| −0.1/−0.5 | | | | | | | |
| −0.6/−1.0 | 1 | 3 | 2 | 2 | 3 | 5 | 8 |
| −1.1/−1.5 | 4 | 8 | 5 | 6 | 9 | 14 | 23 |
| −1.6/−2.0 | 9 | 3 | 5 | 8 | 14 | 11 | 25 |
| −2.1/−2.5 | 6 | 4 | 4 | 1 | 10 | 5 | 15 |
| −2.6/−3.0 | 5 | 1 | 5 | 3 | 10 | 4 | 14 |
| −3.1/−3.5 | 2 | | 1 | | 3 | | 3 |
| −3.6/−4.0 | 1 | | 3 | | 4 | | 4 |
| −4.1/−4.5 | | | 2 | | 2 | | 2 |
| −4.6/−5.0 | 1 | 1 | 1 | | 2 | 1 | 3 |
| −5.1/−5.5 | | | | | | | |
| −5.6 en < | 1 | | | | 1 | | 1 |
| Totaal | 30 | 20 | 28 | 20 | 58 | 40 | 98 |
| $\bar{x}$ | −2.36 | −1,75 | −2.44 | −1.73 | −2.40 | −1.74 | − |

Commentaar: De verdeling over categorieën geeft slechts twee maal $e^{\circ}$ te zien, en wel bij de vrouwen beneden 40 jaar. Dit kleine aantal is statistisch niet significant. De gemiddelden van de vrouwen en mannen beneden 40 jaar zijn vrijwel gelijk en verschillen niet significant, zodat de geslachten gecombineerd konden worden. Hetzelfde geldt voor de mannen en vrouwen boven 40 jaar. De twee resulterende leeftijdsverdelingen voor mannen + vrouwen vertonen significant verschillende varianties, terwijl bovendien „uitschieters" optreden, zodat ook in dit geval weer de toets van WILCOXON werd toegepast:

$$T = 3{,}41^{***} \quad (P < 0.001).$$

Het verschil tussen de leeftijdsgroepen is, in tegenstelling met hetgeen bij DI gevonden werd, dus zeer significant en beweegt zich in dezelfde richting als bij diepe inspiratie alleen voor de vrouwen boven 40 jaar werd gevonden. Een gemiddelde voor de gehele groep werd wegens bovengenoemde verschillen wederom niet berekend.

TABEL IX a

*d/p*-verhouding (11) bij diepe inspiratie (DI)

Verdeling over categorieën

| | Mannen | | | Vrouwen | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Categorieën | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | Totaal | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | Totaal |
| meetbaar (+=$\frac{\pm}{+}$) | 20 | 7 | 27 | 23 | 9 | 32 |
| p° | 10 | 8 | 18 | 6 | 8 | 14 |
| meetbaar (−=$\frac{\pm}{-}$) | 0 | 5 | 5 | 1 | 3 | 4 |
| Totaal | 30 | 20 | 50 | 30 | 20 | 50 |

*Mannen*

$\chi^2_{(2)} = 9.874$ **

$0.01 > P > 0.001$

*Vrouwen*

$\chi^2_{(2)} = 5.630$

$0.10 > P > 0.05$

(juist niet significant)

Binnen de leeftijdsgroepen is tussen mannen en vrouwen geen significant verschil aanwezig:

| | < 40 jaar | | | ≥ 40 jaar | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Categorieën | Mannen | Vrouwen | Totaal | Mannen | Vrouwen | Totaal |
| meetbaar (+=$\frac{\pm}{+}$) | 20 | 23 | 43 | 7 | 9 | 16 |
| p° | 10 | 6 | 16 | 8 | 8 | 16 |
| meetbaar (−=$\frac{\pm}{-}$) | 0 | 1 | 1 | 5 | 3 | 8 |
| Totaal | 30 | 30 | 60 | 20 | 20 | 40 |

De gegevens van mannen en vrouwen kunnen dus gecombineerd

Er wordt dan gevonden:

| | Mannen + Vrouwen | | |
|---|---|---|---|
| Categorieën | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | Totaal |
| meetbaar (+ = $\frac{+}{+}$) | 43 | 16 | 59 |
| p° | 16 | 16 | 32 |
| meetbaar (− = $\frac{+}{-}$) | 1 | 8 | 9 |
| Totaal | 60 | 40 | 100 |

$\chi^2_{(2)} = 14.369^{***}$

$P < 0.001$

Samenvatting: beneden 40 jaar overweegt dus de verhouding +(= $\frac{+}{+}$) . boven 40 jaar daarentegen overweegt de verhouding −(= $\frac{+}{-}$).

TABEL IX a

*d/p*-verhouding (11) bij diepe inspiratie (DI)

Meetbaar

| (+ = $\frac{+}{+}$) klasse-intervallen | Mannen | | Vrouwen | | Mannen + Vrouwen | | Mannen + Vrouwen |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | <40 jaar | ≥40 jaar | <40 jaar | ≥40 jaar | <40 jaar | ≥40 jaar | <40 jaar + ≥40 jaar |
| +4.6 en > | 1 | | 5 | | 6 | | 6 |
| +4.1/+4,5 | 2 | | 1 | | 3 | | 3 |
| +3.6/+4.0 | 4 | 2 | 5 | 3 | 9 | 5 | 14 |
| +3.1/+3.5 | 3 | | 1 | | 4 | | 4 |
| +2.6/+3.0 | 5 | 2 | 3 | 1 | 8 | 3 | 11 |
| +2.1/+2.5 | 2 | | 3 | 1 | 5 | 1 | 6 |
| +1.6/+2.0 | 3 | 1 | 5 | 3 | 8 | 4 | 12 |
| +1.1/+1.5 | | 2 | | 1 | | 3 | 3 |
| Totaal | 20 | 7 | 23 | 9 | 43 | 16 | 59 |
| (− = $\frac{+}{-}$) klasse-intervallen | | | | | | | |
| −1.0/−1.9 | | 1 | | | | 1 | 1 |
| −2.0/−2.9 | | | | 1 | | 1 | 1 |
| −3.0/−3.9 | | | 1 | | 1 | | 1 |
| −4.0/−4.9 | | 3 | | | | 3 | 3 |
| < 5.0 | | 1 | | 2 | | 3 | 3 |
| Totaal | 0 | 5 | 1 | 3 | 1 | 8 | 9 |

TABEL IX b

*d/p*-verhouding (11) bij diepe expiratie (DE)

Verdeling over categorieën

| | Mannen | | | Vrouwen | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Categorieën | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | Totaal | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | Totaal |
| meetbaar +(=$\frac{+}{+}$) | 16 | 3 | 19 | 20 | 7 | 27 |
| p° | 13 | 10 | 23 | 10 | 11 | 21 |
| meetbaar −(=$\frac{+}{-}$) | 1 | 7 | 8 | 0 | 2 | 2 |
| Totaal | 30 | 20 | 50 | 30 | 20 | 50 |

*Mannen*

$\chi^2_{(2)} = 12.277^{**}$

$0.01 > P > 0.001$

*Vrouwen*

$\chi^2_{(2)} = 6.570^{*}$

$0.05 > P > 0.01$

Bij diepe expiratie wordt dus hetzelfde beeld, echter met nog iets hogere significanties bij mannen en bij vrouwen gevonden.

Ook hier is binnen de leeftijdsgroepen geen significant verschil tussen mannen en vrouwen aantoonbaar, zodat combinatie mogelijk is, die het volgende oplevert:

| | Mannen + Vrouwen | | |
|---|---|---|---|
| Categorieën | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | Totaal |
| meetbaar +(=$\frac{+}{+}$) | 36 | 10 | 46 |
| p° | 23 | 21 | 44 |
| meetbaar −(=$\frac{+}{-}$) | 1 | 9 | 10 |
| Totaal | 60 | 40 | 100 |

$\chi^2_{(2)} = 17.904^{***}$

$P < 0.001$

Samenvatting: Het beeld bij diepe expiratie komt dus, wat de verdeling over de categorieen betreft, geheel overeen met dat bij diepe inspiratie, doch de aldaar geconstateerde tendenties zijn hier nog iets meer uitgesproken.

TABEL IX b

*d/p*-verhouding (11) bij diepe expiratie (DE)

Meetbaar

| $(+ = \frac{+}{+})$ klasse-intervallen | Mannen | | Vrouwen | | Mannen + Vrouwen | | Mannen + Vrouwen |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | < 40 jaar + ≥ 40 jaar |
| +4.6 en > | 1 | | 1 | 1 | 2 | 1 | 3 |
| +4.1/+4.5 | 2 | | | 1 | 2 | 1 | 3 |
| +3.6/+4.0 | 2 | 2 | 2 | 1 | 4 | 3 | 7 |
| +3.1/+3.5 | 1 | | 1 | | 2 | | 2 |
| +2.6/+3.0 | 4 | | 6 | 1 | 10 | 1 | 11 |
| +2.1/+2.5 | 4 | 1 | 3 | | 7 | 1 | 8 |
| +1.6/+2.0 | 2 | | 4 | 1 | 6 | 1 | 7 |
| +1.1/+1.5 | | | 3 | 2 | 3 | 2 | 5 |
| Totaal | 16 | 3 | 20 | 7 | 36 | 10 | 46 |
| $(- = \frac{+}{-})$ klasse-intervallen | | | | | | | |
| −1.0/−1.9 | | 1 | | | | 1 | 1 |
| −2.0/−2.9 | | 3 | | 1 | | 4 | 4 |
| −3.0/−3.9 | 1 | 1 | | 1 | 1 | 2 | 3 |
| −4.0/−4.9 | | 1 | | | | 1 | 1 |
| <−5.0 | | 1 | | | | 1 | 1 |
| Totaal | 1 | 7 | 0 | 2 | 1 | 9 | 10 |

TABEL X
Q3-tijd (16) in seconden

| | Vrouwen | | | Mannen | | | Mannen + Vrouwen | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| klasse-intervallen | <40 jaar | ≥40 jaar | Totaal | <40 jaar | ≥40 jaar | Totaal | <40 jaar | ≥40 jaar | Totaal |
| <0.34 | | | | 1 | | 1 | 1 | | 1 |
| 0.34–0.35 | 1 | 1 | 2 | | | | 1 | 1 | 2 |
| 0.36–0.37 | | | | 1 | 2 | 3 | 1 | 2 | 3 |
| 0.38–0.39 | | | | 3 | 2 | 5 | 3 | 2 | 5 |
| 0.40–0.41 | 6 | 4 | 10 | 4 | 3 | 7 | 10 | 7 | 17 |
| 0.42–0.43 | 8 | 6 | 14 | 10 | 3 | 13 | 18 | 9 | 27 |
| 0.44–0.45 | 11 | 4 | 15 | 8 | 3 | 11 | 19 | 7 | 26 |
| 0.46–0.47 | 3 | 4 | 7 | 2 | 4 | 6 | 5 | 8 | 13 |
| 0.48–0.49 | 1 | | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 | 3 |
| 0.50–0.51 | | 1 | 1 | | 1 | 1 | | 2 | 2 |
| 0.52–0.53 | | | | | 1 | 1 | | 1 | 1 |
| Totaal | 30 | 20 | 50 | 30 | 20 | 50 | 60 | 40 | 100 |
| $\bar{x}$ | 0.44 | 0.44 | 0.44 | 0.43 | 0.44 | 0.43 | 0.43 | 0.44 | 0.435 |
| s | 0.026 | 0.033 | 0.029 | 0.032 | 0.044 | 0.039 | 0.029 | 0.039 | 0.033 |

Commentaar: De gemiddelden voor de vier groepen verschillen niet significant, zodat alle waarnemingen tot een totaalverdeling zijn gegroepeerd.

TABEL XI

$\beta\pi$-tijd (15) in seconden

| klasse-intervallen | Mannen | | | Vrouwen | | | Mannen + Vrouwen | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | <40 jaar | ≥40 jaar | Totaal | < 40 jaar | ≥40 jaar | Totaal | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | Totaal |
| ≤0.21 | | | | | | | | | |
| 0.21–0.22 | 1 | | 1 | 1 | | 1 | 2 | | 2 |
| 0.23–0.24 | | | | 2 | 1 | 3 | 2 | 1 | 3 |
| 0.25–0.26 | | 2 | 2 | 1 | | 1 | 1 | 2 | 3 |
| 0.27–0.28 | 4 | 5 | 9 | 1 | 6 | 7 | 5 | 11 | 16 |
| 0.29–0.30 | 5 | 7 | 12 | 13 | 6 | 19 | 18 | 13 | 31 |
| 0.31–0.32 | 13 | 1 | 14 | 7 | 4 | 11 | 20 | 5 | 25 |
| 0.33–0.34 | 6 | 3 | 9 | 4 | 2 | 6 | 10 | 5 | 15 |
| 0.35–0.36 | | 2 | 2 | | 1 | 1 | | | |
| 0.37–0.38 | 1 | | 1 | 1 | | 1 | 2 | | 2 |
| Totaal | 30 | 20 | 50 | 30 | 20 | 50 | 60 | 40 | 100 |
| $\bar{x}$ | 0.31 | 0.30 | 0.305 | 0.30 | 0.295 | 0.30 | 0.30 | 0.30 | 0.30 |
| s | 0.028 | 0.030 | 0.029 | 0.033 | 0.027 | 0.030 | 0.031 | 0.028 | 0.030 |

Commentaar: Er zijn geen significante verschillen tussen de groepen mannen en vrouwen beneden en boven 40 jaar. Deze groepen mogen dus gecombineerd worden voor een berekening van een gemiddelde voor de gehele groep.

Het totaalgemiddelde voor de *bp*-tijd ($\bar{x}_1 = 0.294$, Tabel VII) werd vergeleken met het totaalgemiddelde ($\bar{x}_2 = 0.302$) voor de $\beta\pi$-tijd. Beide verdelingen kunnen zonder bezwaar normaal worden ondersteld, terwijl de varianties niet significant verschillen. Wegens de grote steekproef-omvang kan T-toets worden toegepast; er wordt dan gevonden:

$$T = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{s^2_{\bar{x}_1} + s^2_{\bar{x}_2}}} = \frac{0.294 - 0.302}{0.004} = -2.0^{*} \; (P \simeq 0.05)$$

Het verschil tussen de gemiddelden van de *bp*- en $\beta\pi$-tijd-verdelingen is dus weliswaar klein, maar toch juist significant.

TABEL XII a

$\delta/\epsilon$-verhouding (12) bij diepe inspiratie (DI)

| klasse-intervallen | Mannen | | Vrouwen | |
|---|---|---|---|---|
| | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | < 40 jaar | ≥ 40 jaar |
| −0.1/−0.4 | | | | |
| −0.5/−0.8 | 1 | 1 | | 1 |
| −0.9/−1.2 | 1 | 4 | 4 | 7 |
| −1.3/−1.6 | 14 | 7 | 6 | 6 |
| −1.7/−2.0 | 5 | 3 | 6 | 5 |
| −2.1/−2.4 | 3 | 1 | 1 | 1 |
| −2.5/−2.8 | 2 | 4 | 5 | |
| −2.9/−3.2 | 4 | | 2 | |
| −3.3/−3.6 | | | | |
| −3.7/−4.0 | | | 1 | |
| −4.1/−4.4 | | | 2 | |
| −4.5/−4.8 | | | 1 | |
| −4.9 en < | | | | |
| Totaal | 30 | 20 | 30 | 20 |
| $\bar{x}$ | −1.8 | −1.7 | −2.4 | −1.4 |
| s | 0.62 | 0.63 | 1.23 | 0.41 |

Commentaar: Wat de mannen betreft verschillen de gemiddelden en varianties der leeftijdsgroepen niet significant. Bij de vrouwen verschillen de varianties der leeftijdsgroepen wel significant, hetgeen voornamelijk veroorzaakt wordt door de „uitschietende" waarden in de verdeling bij de vrouwen beneden 40 jaar. Het verschil tussen de gemiddelden is daarom getoetst volgens WILCOXON:

$$T = 3.26^{**} \quad (0.01 > P > 0.001)$$

Conclusie: Boven 40 jaar heeft dus bij de vrouwen de $\delta/\epsilon$-verhouding een significant-lager negatieve waarde; bij de mannen is weliswaar dezelfde tendentie aanwezig, doch het verschil is niet significant. Wegens de afwijkende vorm van de verdelingen van mannen en vrouwen beneden 40 jaar werden geen totaalverdelingen opgesteld.

TABEL XII b

$\delta/\epsilon$-verhouding (12) bij diepe expiratie (DE)

| | Mannen | | Vrouwen | |
|---|---|---|---|---|
| klasse-intervallen | < 40 jaar | ≥ 40 jaar | < 40 jaar | ≥ 40 jaar |
| −0.1/−0.4 | | | | 1 |
| −0.5/−0.8 | | 4 | | 3 |
| −0.9/−1.2 | 4 | 5 | 4 | 7 |
| −1.3/−1.6 | 7 | 5 | 11 | 5 |
| −1.7/−2.0 | 11 | 3 | 4 | 1 |
| −2.1/−2.4 | 3 | 1 | 3 | 1 |
| −2.5/−2.8 | 3 | | 2 | |
| −2.9/−3.2 | 2 | 2 | 3 | 2 |
| −3.3/−3.6 | | | | |
| −3.7/−4.0 | | | 1 | |
| −4.1/−4.4 | | | 1 | |
| −4.5/−4.8 | | | | |
| −4.9 en < | | | 1 | |
| Totaal | 30 | 20 | 30 | 20 |
| $\bar{x}$ | −1.8 | −1.4 | −2.1 | −1.3 |
| s | 0.56 | 0.71 | 1.00 | 0.73 |

Commentaar: Hier is bij de mannen en bij de vrouwen het verschil tussen de leeftijdsgroepen significant (toets van WILCOXON):
Voor de mannen wordt gevonden:

$$T = 2.45^{*} \quad (0.05 > P > 0.01)$$

Voor de vrouwen wordt gevonden:

$$T = 3.03^{**} \quad (0.01 > P > 0.001)$$

Ook hier vinden wij evenals bij diepe inspiratie uitsluitend bij de vrouwen beneden 40 jaar een reeks „uitschieters" en werden geen totaalverdelingen opgesteld.

## TABEL XIII

Enkele waarden van verhoudingen tussen toppen en dalen en enkele tijdsrelaties van de curven, die in de tekst van Hoofdstuk IV zijn opgenomen

| | *nr. figuur in de tekst* | *geslacht* | *leeftijd in jaren* | *lichaamsgewicht in kg* | *lichaamslengte in cm boven 1 m* | | *QT*-tijd in honderdste sec. | hartfrequentie/minuut | *QC*-tijd in honderdste sec. | *BC/CD* in % | *d/e* verhouding | *d/p* verhouding | *δ/ϵ* verhouding | *cd*-tijd in honderdste sec. | *bp*-tijd in honderdste sec. | *βm*-tijd in honderdste sec. | *QJ*-tijd in honderdste sec. |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 |
| L.M. Aortaklep-stenose | 31a, b,c | M | 17 | 50 | 50 | gem. | 34 | 73 | 23 | | | | | 15 | 36 | 34 | 44 |
| | | | | | | DI | | | | 12 | −1.3 | +1.1 | −2.5 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 16 | −2.6 | +1.0 | −1.0 | | | | |
| J.G.D. Mitralis-insufficiëntie, cor triatriatum? | 32 | V | 20 | 50 | 51 | gem. | 30 | 105 | 21 | | | | | 12 | 26 | 26 | 44 |
| | | | | | | DI | | | | 46 | −3.0 | +1.7 | −3.0 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 50 | −3.5 | +2.3 | −2.4 | | | | |
| G.D.H.M.-A. Aorta-klep-stenose en -insufficiëntie | 33 | V | 28 | 54 | 66 | gem. | 39 | 79 | 25 | | | | | 10 | 25 | 24 | 47 |
| | | | | | | DI | | | | 80 | −5.0 | +1.2 | $\epsilon^o$ | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 78 | −3.0 | +1.0 | $\epsilon^o$ | | | | |
| N.A. Aortaklep-stenose en -insufficientie | 34 | M | 63 | 69 | 78 | gem. | 40 | 67 | 16 | | | | | 14 | 38 | 42 | 50 |
| | | | | | | DI | | | | 14 | −2.0 | +2.0 | −3.0 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | <8 | −1.2 | −5.0 | −0.5 | | | | |
| J.v.W. Aortaklep-insufficiëntie | 35 | M | 17 | 55 | 64 | gem. | 37 | 82 | 29 | | | | | 13 | 36 | 35 | 48 |
| | | | | | | DI | | | | 44 | −4.7 | +1.4 | −3.5 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 50 | −3.5 | +1.4 | −1.0 | | | | |
| J.d.G. Perforatie van idiopathisch aneurysma v.d. rechter sinus Valsa-vae naar het rechter atrium | 36 | M | 23 | 71 | 75 | gem. | 34 | 105 | 25 | | | | | 10 | 31 | — | — |
| | | | | | | DI | | | | 80 | −1.0 | $p^o$ | — | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 50 | — | — | — | | | | |
| W.K. Coarctatio aortae | 37a, b,c | M | 18 | 58 | 74 | gem. | 38 | 63 | 30 | | | | | 26 | × | 31 | 48 |
| | | | | | | DI | | | | 53 | $e^o$ | × | +1.8 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 37 | $e^o$ | × | +2.6 | | | | |
| H.B. Aortaklep-stenose + coarc-tatio aortae | 38 | M | 37 | 74 | 76 | gem. | 36 | 79 | 24 | | | | | 12 | 28 | 28 | 42 |
| | | | | | | DI | | | | 77 | −3.6 | +1.2 | $\epsilon^o$ | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 55 | −2.4 | +1.7 | $\epsilon^o$ | | | | |
| H.M.P. Coarctatio aortae | 39 | M | 13 | 36 | 48 | gem. | 40 | 61 | 24 | | | | | 13 | 33 | 37 | 51 |
| | | | | | | DI | | | | 22 | −1.3 | +0.7 | $\epsilon^o$ | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 50 | −1.5 | +2.0 | $\epsilon^o$ | | | | |

*Legenda*: *DI*: diepe inspiratie; *DE*: diepe expiratie; ×: niet te meten; —: curve ontbreekt; $e^o$: *e* dichtbij of op nullijn; $p^o$: *p* dichtbij of op nullijn; $\epsilon^o$: $\epsilon$ dichtbij of op nullijn.

| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| P.H. Coarctatio aortae + aortaklep-insufficiëntie | 40a, b,c, d | M | 31 | 65 | 74 | gem. | 35 | 70 | 29 | | | | | 25 | × | 28 | 49 |
| | | | | | | DI | | | | 53 | × | × | +2.3 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 63 | × | × | +1.5 | | | | |
| P.H. idem 1 maand na resectie van de coarctatie | 40b | M | 31 | 65 | 74 | gem. | 36 | 75 | 25 | | | | | 15 | 33 | 31 | 47 |
| | | | | | | DI | | | | 45 | −2.6 | +1.0 | e° | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 54 | −3.5 | +0.9 | −4.0 | | | | |
| P.H. idem 1 jaar na resectie van de coarctatie | 40d | M | 32 | 65 | 76 | gem. | 38 | 69 | 22 | | | | | 14 | 36 | 40 | 51 |
| | | | | | | DI | | | | 52 | −2.6 | +2.3 | −4.7 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 47 | −3.1 | +1.8 | −3.0 | | | | |
| P.J.H. Ventrikelseptum-defect met shunt omkering + coarctatio aortae | 41a, b,c | M | 28 | 65 | 78 | gem. | 39 | 96 | 29 | | | | | 16 | 24 | 23 | 44 |
| | | | | | | DI | | | | 57 | +4.0 | × | +1.2 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 82 | +5.0 | × | +2.2 | | | | |
| H.A.W. Coarctatio aortae | 42a, b | M | 18 | 70 | 84 | gem. | 39 | 69 | 30 | | | | | 19 | × | 29 | 46 |
| | | | | | | DI | | | | 63 | × | × | +3.3 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 72 | × | × | +3.8 | | | | |
| H.A.W. idem 1 maand na resectie van de coarctatie | 42c, d | M | 18 | 70 | 84 | gem. | 36 | 78 | 29 | | | | | 16 | 25 | × | × |
| | | | | | | DI | | | | 50 | e° | × | −2.0 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 66 | e° | × | −1.8 | | | | |
| H.A.W. idem 6 maanden na resectie van de coarctatie | 42e, f | M | 18 | 70 | 84 | gem. | 36 | 60 | 27 | | | | | 12 | 31 | 32 | 49 |
| | | | | | | DI | | | | 26 | −2.5 | +2.5 | −2.0 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 33 | −2.0 | +2.3 | −2.2 | | | | |
| G.d.V.-v.d.H. Coarctatio aortae mitralisstenose | 43a | V | 23 | 58 | 71 | gem. | 30 | 99 | 25 | | | | | 21 | × | 34 | 48 |
| | | | | | | DI | | | | 110 | +2.6 | × | e° | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 100 | e° | × | +1.8 | | | | |
| G.d.V.-v.d.H. idem 6 maanden na resectie v.d. coarctatie en commissurotomie | 43b | V | 23 | 59 | 71 | gem. | 36 | 90 | 20 | | | | | 13 | 34 | 34 | 41 |
| | | | | | | DI | | | | 33 | −3.0 | +6.0 | −2.0 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 50 | −2.3 | +3.5 | −1.1 | | | | |
| H.W. Elongatie van de aorta | 44 | M | 51 | 53 | 72 | gem. | 40 | 79 | 26 | | | | | 20 | × | 30 | 40 |
| | | | | | | DI | | | | 70 | −4.5 | × | −2.4 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 57 | −5.0 | × | −2.1 | | | | |
| B.J. afsluiting v.d. aorta direct onder afsplitsing aa.renales | 45a, b,c | M | 55 | 67 | 59 | gem. | 36 | 97 | 28 | | | | | 10 | × | × | 37 |
| | | | | | | DI | | | | 120 | e° | × | −1.3 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 100 | −2.0 | × | −1.1 | | | | |
| P.v.K. Thrombose van aorta-carrefour | 46a, b | M | 58 | 67 | 74 | gem. | 36 | 74 | 24 | | | | | × | × | 24 | 44 |
| | | | | | | DI | | | | 55 | × | × | −3.6 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 81 | × | × | −4.0 | | | | |
| J.d.B. Afsluiting van art. femoralis sinistra ter hoogte van trigonum Scarpae | 47a | M | 63 | 71 | 64 | gem. | 42 | 60 | 28 | | | | | 8 | × | 32 | 48 |
| | | | | | | DI | | | | 28 | × | × | −1.6 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 24 | × | × | −1.4 | | | | |

| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| J.d.B. idem 6 maanden na desobstructie | 47b | M | 63 | 71 | 64 | gem. | 38 | 61 | 27 | | | | | 9 | × | 29 | 44 |
| | | | | | | DI | | | | 33 | × | × | −2.0 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 50 | × | × | −2.6 | | | | |
| G.M.-v.d.K.-G. Pulmonalisstenose | 48a, b,c | V | 24 | 62 | 60 | gem. | 41 | 51 | 25 | | | | | 18 | × | × | 59 |
| | | | | | | DI | | | | 425 | × | × | −0.8 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 100 | × | × | −1.3 | | | | |
| M.C.v.R. Trilogie van FALLOT | 49a | V | 33 | 54 | 50 | gem. | 35 | 88 | 19 | | | | | 8 | × | × | 35 |
| | | | | | | DI | | | | 200 | × | × | $\epsilon^{o}$ | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 100 | × | × | $\epsilon^{o}$ | | | | |
| M.C.v.R. idem 6 maanden na valvulotomie | 49b | V | 33 | 54 | 50 | gem. | 38 | 94 | 16 | | | | | 7 | 30 | 34 | 47 |
| | | | | | | DI | | | | 40 | −2.0 | $p^{o}$ | −1.8 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 66 | −3.0 | $p^{o}$ | −2.5 | | | | |
| M.d.F. Tetralogie van FALLOT | 50 | V | 17 | 46 | 61 | gem. | 36 | 88 | 26 | | | | | 11 | 29 | 32 | 43 |
| | | | | | | DI | | | | 27 | −1.3 | +1.7 | −3.3 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 33 | −1.7 | +1.3 | −2.7 | | | | |
| L.v.M. Mitralisstenose | 51a, b | V | 14 | 40 | 61 | gem. | 44 | 68 | 30 | | | | | 9 | × | 29 | 50 |
| | | | | | | DI | | | | 400 | × | × | −4.0 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 230 | × | × | −1.7 | | | | |
| L.v.M. idem 2 maanden na commissurotomie | 51c, d | V | 14 | 41 | 61 | gem. | 47 | 53 | 24 | | | | | 10 | 36 | 34 | 50 |
| | | | | | | DI | | | | 41 | −1.6 | $p^{o}$ | −1.6 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 80 | −1.0 | −2.3 | −1.3 | | | | |
| A.W.C. Atrium-septum-defect | 52a, b,c | M | 29 | 72 | 77 | gem. | 42 | 75 | 26 | | | | | 12 | 31 | 35 | 58 |
| | | | | | | DI | | | | 64 | −2.5 | +2.0 | −1.7 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 91 | −1.4 | +1.6 | −4.0 | | | | |
| B.K. Pericarditis constrictiva | 53a, b | M | 25 | 75 | 66 | gem. | 38 | 68 | 22 | | | | | 11 | 27 | × | 40 |
| | | | | | | DI | | | | 25 | −1.8 | $p^{o}$ | −1.5 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 25 | −1.0 | $p^{o}$ | −2.4 | | | | |
| B.K. idem 1 maand na pericardiectomie | 53c | M | 25 | 75 | 66 | gem. | 39 | 80 | 22 | | | | | 10 | 28 | 30 | |
| | | | | | | DI | | | | 33 | −1.3 | +1.5 | −2.6 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 25 | −4.0 | $p^{o}$ | −1.5 | | | | |
| B.K. idem 7 maanden na pericardiectomie | 53d | M | 25 | 75 | 66 | gem. | 41 | 62 | 20 | | | | | 14 | 28 | 28 | 45 |
| | | | | | | DI | | | | 77 | −2.0 | +2.0 | −2.5 | | | | |
| | | | | | | DE | | | | 75 | −3.0 | $p^{o}$ | −2.5 | | | | |